

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
Direktor: Prof. Dr. med. A. Seekamp
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**DIE HÄUFIGKEIT UND KLINISCHE RELEVANZ EINER
ASYMMETRISCHEN EXTENSIONS LÜCKE
IM ROUTINERÖNTGEN ALS
NEUES ZEICHEN NACH KNIEENDOPROTHETIK**

Inauguraldissertation
zur
Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von
SARAH-ANN KLOOS
aus
Frankfurt/Main

Kiel
2015

1. Referent: PD Dr. med. Thoralf Randolph Liebs, Klinik für
Orthopädie und Unfallchirurgie, Inselspital
Universitätsspital Bern

2. Korreferent: Prof Dr. Seekamp, Klinik für Orthopädie und
Unfallchirurgie, Universitätsklinikum Schleswig-
Holstein, Kiel

Tag der mündlichen Prüfung: 08.06.2017

Zum Druck genehmigt, Kiel, den 23.03.2017

gez.: Prof. Dr. Johann Roider
(Vorsitzender des Ausschusses für Promotion)

INHALTSVERZEICHNIS

1	ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	1
2	EINLEITUNG	2
2.1	Multiple Einflussfaktoren der Knieendoprothetik	3
2.2	Funktionelle Anatomie des Kniegelenks	4
2.2.1	Definition der Laxizität	5
2.2.2	Primäre und sekundäre Stabilisatoren des Kniegelenks	5
2.3	Gonarthrose	6
2.4	Knieendoprothetik	7
2.4.1	Endoprothesenmodelle	7
2.4.2	Prothesenverankerung	10
2.4.3	Präoperative Planung	11
2.5	Knieinstabilität	12
2.5.1	Malalignment	13
2.5.2	Malrotation	14
2.5.3	Ligamentäre und knöcherne Instabilität	15
2.5.4	Release	18
2.5.5	Lift-off	18
2.6	Zielstellung der Arbeit	19
3	MATERIAL UND METHODE	20
3.1	Teilnehmer	20
3.2	Röntgenbilder	21
3.3	Bildanalyse	22
3.4	Outcome	23

3.5	Statistische Analyse	24
3.5.1	Erfassen der Häufigkeit	24
3.5.2	Grenzwertsuche	24
3.5.3	Assoziation zwischen einer AEL mit dem WOMAC-Schmerzscore	24
3.5.4	Multivariate Analyse (ANOVA)	25
4	ERGEBNISSE	26
4.1	Häufigkeit der Asymmetrischen Extensionslücke	26
4.2	Festlegung des Grenzwertes für die Asymmetrische Extensionslücke	26
4.3	Assoziation zwischen einer AEL mit dem WOMAC-Schmerzscore	27
4.4	Multivariate Analyse	28
5	DISKUSSION	31
6	ZUSAMMENFASSUNG	37
7	LITERATURVERZEICHNIS	38
8	ANHANG	47
8.1	Abbildungsverzeichnis	47
8.2	Tabellenverzeichnis	47
8.3	WOMAC-Arthrose Index	48
9	DANKSAGUNG	51
10	AKADEMISCHER LEBENSLAUF	53
11	VERÖFFENTLICHUNG/AUSPREISUNG	54

1 ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

Abb.	Abbildung
AEL	Asymmetrische Extensionslücke
a.-p.	anterior-posterior
BMI	Body Mass Index
bzw.	beziehungsweise
d.h.	das heißt
IB-PS (-Prothese)	Insall Burstein-posterior stabilized/dorsal stabilisiert
KI	Konfidenzintervall
Lebensqualität	Gesundheitsbezogene Lebensqualität
Lig.	Ligamentum/Band
M.	Musculus/Muskel
PCR(-Prothese)	posterior cruciate retaining/das hintere Kreuzband erhaltende Prothese
PE	Polyethylen
PCS(-Prothese)	posterior cruciate substituting/das hintere Kreuzband ersetzende Prothese
PS(-Prothese)	posterior stabilized/ dorsal stabilisierte Prothese
s.	siehe
SEM	standard error oft the mean/Standardfehler
SD	standard deviance/Standardabweichung
Tbl.	Tabelle
TKR	Total knee replacement/totaler Kniegelenkersatz
u.a.	unter anderem
Vgl.	Vergleiche
WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
z.B.	zum Beispiel

2 EINLEITUNG

Seit der Implantation des ersten einfachen Scharniergelenks aus Elfenbein bei einem an Tuberkulose erkrankten Patienten im Jahr 1890 durch den Chirurgen Themistokles Gluck [31, 60] hat der endoprothetische Kniegelenksersatz sowohl bei multiplen Erkrankungen als auch posttraumatisch massiv an Bedeutung gewonnen. So hat sich inzwischen die Implantation einer Endoprothese bei fortgeschrittenem Verschleiß des Kniegelenks (Gonarthrose) als Goldstandard etabliert [32, 42].

In den 50er Jahren des zwanzigsten Jahrhunderts begann Walldius achsgeführte Prothesen aus Metall und Polyethylen einzusetzen, die mit Hilfe einzementierter Stiele im Markraum von Ober- und Unterschenkel befestigt wurden. Vorzeitige Lockerungen und Infektionen stellten die häufigsten Komplikationen dar [60]. Im Jahr 1974 entwickelten Insall, Walker und Ranawat mit der „Total-condylar“-Prothese [72] ein Modell, welches sich als weiterer Meilenstein für die Entwicklung der Knieendoprothetik erwies [60]. Inzwischen gibt es über 100 häufig gebrauchte Modelle, die sich alle an der Insall-Burstein-dorsal-stabilisierten Prothese orientieren [5]. Laut Bundesverband Medizin-technologie e.V. erhielten 2013 in Deutschland 147.000 Menschen ein künstliches Kniegelenk [16]. Gründe für diese hohe Zahl an Erstimplantationen sind sicherlich unter anderem in einem Anstieg der durchschnittlichen Lebenserwartung, dem höheren durchschnittlichen Körpergewicht und dem wachsenden Anspruch an Körperfunktionalität in Bezug auf (Freizeit-) Aktivität für eine hohe individuelle Lebensqualität zu suchen. Insbesondere jüngere Patienten stellen hohe Erwartungen an das postoperative Ergebnis [42]. Somit wachsen die Anforderungen an künstliche Kniegelenke, also deren Design, Materialien und Verankerung als Schrittgeber für Funktionalität und lange Standzeit wie auch an perioperative Prozesse [28, 34]. Zur Überprüfung der jeweiligen Implantationsergebnisse führten deshalb immer mehr Länder Endoprothesenregister ein [33].

Neben der Zahl an Erstimplantationen steigt auch die absolute Zahl an Revisionen [32]. Bis zu 20 % der Patienten klagen nach dem Eingriff über Unzufriedenheit mit dem postoperativen Resultat, beispielsweise auf Grund persistierender Schmerzen [13, 35, 79]. Diese Schmerzen können vielfältige Ursachen haben, u.a. Prothesenlockerung,

Infektion oder Instabilität [14, 27, 69, 75, 79, 81]. Bei einigen Patienten bleibt die Genese bei unauffälligem radiologischem Befund jedoch unklar [14, 27, 35, 62].

Instabilität kann viele Ursachen haben, beispielsweise eine inkorrekte Weichteilführung oder einen Beuge- und Streckspalt unterschiedlicher Höhe [7, 18, 26, 47]. Auf Grund der Bedeutung der Instabilität werden hierzu stetig neue Untersuchungen durchgeführt und innovative Techniken erprobt [49, 71]. Hohe Grade an Instabilität können zu ungleichmäßiger Belastung und dadurch zu Implantatversagen führen [23, 91]. Geringe Instabilität hingegen kann sogar mit besseren funktionellen Ergebnissen und einem niedrigeren Schmerzniveau einhergehen [24]. Bislang ist jedoch nicht abschließend geklärt, wie die Instabilität gemessen werden soll [18, 50, 65]. Ein asymmetrischer Gelenkspalt während Flexion nach vollständigem endoprothetischem Kniegelenkersatz (TKR), ein so genanntes „femoral condylar lift-off“, wird als Hinweis auf eine Knieinstabilität gewertet. Solch ein „lift-off“ kann im Verlauf zur Lockerung der Prothese führen [22, 23, 49, 80]. Im Gegensatz dazu finden sich bisher keine postoperativen Studien zu einem asymmetrischen Spalt in Extension. Auch ist bislang noch nicht geklärt, ob eine Assoziation zwischen dem Auftreten eines femoralen „lift-off“ und der gesundheitsbezogenen Lebensqualität besteht.

2.1 Multiple Einflussfaktoren der Knieendoprothetik

Das Hauptziel der Endoprothetik ist, ein schmerzfreies Gelenk mit guter Funktion zu schaffen. Hierbei gilt es jedoch viele Stolpersteine zu überwinden, denn bei einem Eingriff in die Biomechanik ergeben sich sekundär häufig Probleme [45]. So wird an Stelle des physiologischen „roll-back“, dem Abrollen der Femurkondylen auf der Tibia nach hinten bei zunehmender Flexion im Kniegelenk, oft ein entgegengesetzter Bewegungsablauf nach Oberflächenersatz nachgewiesen [29, 61].

Eine Vielzahl von Faktoren gilt es daher durch den Operateur zu berücksichtigen, wie zum Beispiel die für den jeweiligen Patienten entsprechende Implantatwahl und dessen Verankerungsmechanismus, die Korrektur vorhandener Achsfehler bzw. des Patellalaufes, das Ausbalancieren der das Gelenk umgebenden und stützenden Weichteile, die Rekonstruktion von Knochendefekten bei vorangegangenen oder iatrogenen Traumata mit resultierenden periprothetischen Knochendefekten, die

Ausrichtung des Tibia-Inlays in Varus-Valgus-Richtung und das Einbeziehen möglicher Vorerkrankungen [61, 74].

2.2 Funktionelle Anatomie des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist einerseits das größte, zum anderen das meist beanspruchte Gelenk des menschlichen Körpers [15]. Bewegungen finden in sechs Freiheitsgraden statt: Flexion/Extension, Innenrotation/Außenrotation vordere/hintere Schublade, Translation nach medial/lateral, Kompression/Distraktion und Adduktion/ Abduktion bzw. Varus-/Valgus(seitabweichung) [15].

Es ist ein mediales von einem lateralen Femorotibialgelenk zu unterscheiden, welche zusammen mit dem Femoropatellargelenk eine funktionelle Einheit bilden [89]. Die Gelenkflächen des Ober- und Unterschenkels, die Condyli femoris und Condyli tibiae sind nur semikongruent zueinander. Das mediale Kompartiment weist eine konvexe Femurkondyle auf und artikuliert kongruent mit dem konkaven medialen Schienbeinplateau, während sich das laterale Kompartiment des Tibiaplateaus flach oder leicht konvex zeigt. Die keilförmigen Menischi schieben sich zwischen die Femurkondylen und das Tibiaplateau, vergrößern dadurch in allen Stellungen die Kontaktfläche und dienen dabei der Kontaktdruckminderung [88]. Die Krümmung der Femurkondylen ist dorsal stärker ausgeprägt als ventral. In Flexion kommt es zunächst zum Zurückrollen des Femur über die meniskalen Vorder- auf die Hinterhörner bis das gespannte vordere Kreuzband ein weiteres Rollen nach hinten verhindert („roll-back“) [15].

Das Kniegelenk stellt eine Sonderform eines Drehscharniergelenks mit wandernder Drehachse dar, wodurch kombinierte Roll- und Gleitbewegungen ermöglicht werden. In Extension bilden Femur und Tibia in der Sagittalebene einen Winkel von 180 Grad, wobei kurz vor der maximalen Streckung eine Außenrotation der Tibia von fünf Grad („screw-home mechanism“) stattfindet und somit zusätzlich zur Stabilität bei Gewichtsbelastung beiträgt [15]. Ein Großteil dieser Bewegung kommt durch eine anteroposteriore Translation im lateralen Kompartiment zu Stande. Nach dem Fersenauftritt erfolgt dann eine Flexion mit gleichzeitiger Innenrotation der Tibia [15]. In der Frontalebene beträgt der tibiale Knieaußenwinkel 93 Grad und der femorale Knieaußenwinkel 81 Grad, was zusammen 174 Grad ergibt. Diese anatomische Achse

ist von der mechanischen Achse zwischen Femurkopfzentrum und der Mitte des oberen Sprunggelenkes zu unterscheiden.

2.2.1 Definition der Laxizität

Die beschriebenen komplexen Mechanismen während des Bewegungsablaufs bedürfen eines ausgeklügelten Zusammenspiels der umgebenden Weichteile, um die Stabilität des Gelenks in jeder Stellung zu sichern. Diese Stabilisatoren sollen eine unkontrollierte Bewegung zwischen den beiden Knochen verhindern, indem ihre Anspannung der Verschiebung entgegenwirkt [15]. Physiologische Laxizität, eine so genannte Bandlockerheit, ist stellungsabhängig und benötigt keinerlei Therapie. Erhöhte Laxizität ist hingegen ein messbares Zeichen für die Bandinsuffizienz des Gelenks auf Grund iatrogenen (falsche intraoperative Weichteilbalancierung), genetischer (z.B. Kollagenstoffwechselstörungen) oder traumatischer Genese [86].

2.2.2 Primäre und sekundäre Stabilisatoren des Kniegelenks

Primäre Stabilisatoren liegen in Richtung der einwirkenden Kraft und können ihr dadurch Widerstand leisten. Sekundäre Stabilisatoren verlaufen nicht in dieser Ausrichtung, weisen aber trotzdem einen leicht stabilisierenden Effekt auf [15]. Ob eine Struktur die Funktion eines primären oder sekundären Stabilisators hat, ist daher abhängig vom Freiheitsgrad des Gelenks. Das macht man sich bei der klinischen Untersuchungen wie zum Beispiel beim Lachman-Test zu Nutze. Das Knie befindet sich bei aufliegender Ferse in etwa 20 Grad Beugung, der Unterschenkel wird nach ventral gezogen. Die Verschiebbarkeit der Tibia zum Oberschenkel ist ein Zeichen für eine Kreuzbandruptur. Bei Verletzungen der seitlichen Bandstrukturen wiederum lässt sich das Gelenk im Varus- oder Valgussinn aufklappen [88].

Das vordere Kreuzband ist primärer Stabilisator während der anterioren Translation der Tibia (Sagittalebene) und sekundärer Stabilisator bei Innenrotation und Abduktion in maximaler Extension (Frontalebene) [89]. Es führt außerdem die Schlussrotation in zunehmender Streckung. Analog ist das hintere Kreuzband primärer Stabilisator während der posterioren Translation der Tibia, vor allem bei Beugewinkeln um 90° und verhindert eine dorsale Luxation entgegen dem Zug der ischiokruralen Muskulatur in Beugung [15]. Bei zunehmender Extension erschlafft der vordere Anteil, während die

posterolateralen Anteile die Stabilisierung übernehmen. Die Kollateralbänder sichern das Gelenk in der Frontalebene [89]. Sie sind in Extension gespannt und laxieren bei zunehmender Beugung [88]. Das Lig. collaterale tibiale trägt gemeinsam mit der Ansatzsehne des M. semimembranosus zur Stabilisierung des posteromedialen Abschnitts des Gelenks bei [88]. Es ist über seine unterschiedlichen Anteile primärer Stabilisator in der Abduktion sowie bei der Innen- oder Außenrotation der Tibia und fest mit der Kapsel und dem medialen Meniskus verwachsen. Das Lig. collaterale fibulare ist primärer Stabilisator bezüglich der Varusstellung und Außenrotation der Tibia [15]. Es stabilisiert lateral und wirkt synergistisch zum hinteren Kreuzband. Der anterolaterale Abschnitt des Gelenks wird durch den Tractus iliotibialis, der posterolaterale durch den M. popliteus stabilisiert [89]. Die dorsale Kapsel verhindert zusätzlich zum vorderen Kreuzband eine Hyperextension [15]. Sie wird durch die Sehnen der dort verlaufenden Muskeln und Bänder, wie dem lateralen Kollateralband, gestützt. Die Retinacula patellae, die Ligamenta poplitea, der Pes anserinus und der M. biceps femoris tragen weiterhin zur Sicherung bei [15]. Als kräftigster Stabilisator ist der M. quadriceps anzusehen [88]. Er stützt das Gelenk nach ventral. Beide Menisken haben einen sekundären stabilisierenden Effekt [88].

Die Patella ist als Sesambein in den Kniestreckapparat integriert. In Streckstellung liegt sie ventral der Bursa suprapatellaris und gleitet bei zunehmender Flexion in der Gleitrinne, der Femurtrochlea. So nimmt sie die bei der Umlenkung der Quadricepssehne entstehenden Druck- und Scherkräfte auf [15].

2.3 Gonarthrose

Bis zu 40% der 70- bis 74-Jährigen weisen radiologische Zeichen eines Kniegelenkverschleißes, einer so genannten Gonarthrose auf [90], von denen wiederum etwa 15% Knieschmerzen beklagen [78]. Die Entstehung einer Gonarthrose ist multifaktoriell und komplex. Es kommt zur Schädigung des Gelenkknorpels, beispielsweise durch traumatische, endokrinologische oder metabolische Ursachen [42, 73]. Es gilt aber auch ein höheres Lebensalter als Risikofaktor [66, 77]. Ebenfalls von großer Bedeutung sind Achsfehlstellungen, die durch einseitige Belastung des Gelenks zur Varus- oder seltener zur Valgusgonarthrose führen können (s. Kapitel 2.5.1). Durch chronische Ab- und Umbauvorgänge ist zunächst der Gelenkknorpel, später sind auch der subchondrale Knochen, Bänder, Kapsel und periartikuläre

Muskeln betroffen [66, 77]. Einmal zu Grunde gegangener hyaliner Gelenkknorpel ist nicht mehr regenerierbar.

Initial kann das Voranschreiten der Erkrankung durch konservative Maßnahmen wie beispielsweise Gewichtsreduktion, Absatzpufferung, Kryo- und Physiotherapie verlangsamt werden [78]. Ergänzend können intraartikuläre Hyaluronsäure- oder, bei der aktivierten Gonarthrose, Kortisoninjektionen verabreicht werden [78]. Bei Achsfehlstellungen mit unikompartmenteller Arthrose kommen frühzeitig Umstellungsosteotomien in Betracht [77]. Durch Mikrofrakturierung oder subchondrale Bohrungen (Pridie-Bohrung) kann die Proliferation gegenüber hyalinem Knorpel minderwertigeren Faserknorpels angeregt werden [56]. Eine Chondrozytentransplantation kommt neben einer autologen osteochondralen Transplantation (OATS) mit Entnahme aus weniger beanspruchten Gelenkflächen für die Deckung kleinerer Areale in Betracht [56]. Der Erfolg dieser Maßnahmen ist jedoch limitiert. Schmerzen, Bewegungseinschränkungen und stärkere Deformierungen indizieren den arthroplastischen Gelenkersatz [77]. Hierdurch kann auch der weiteren reaktiven Veränderung im umgebenden Weichteilgewebe entgegengewirkt werden.

2.4 Knieendoprothetik

Der Goldstandard bei fortgeschrittener Gonarthrose ist heute die Versorgung mit einer Kniegelenksendoprothese [18, 32, 42]. Die Gelenkflächen von Tibiaplateau und Femurkondylen werden durch den Oberflächenersatz aus unterschiedlichen Metalllegierungen und ein mit der Femurkomponente artikulierendes Polyethyleninlay (PE-Inlay) ersetzt [3]. Falls erforderlich kann auch die Rückseite der Patella durch ein PE-Schild ersetzt werden. Je nach Schweregrad und Ausprägung der Gonarthrose sowie der Berücksichtigung der Bandstabilität werden unterschiedliche Prothesenmodelle implantiert, nämlich unikondyläre, bikondyläre oder achsgeführte Prothesen [73].

2.4.1 Endoprothesenmodelle

2.4.1.1 Der unikondyläre Gelenkersatz (Schlittenprothese)

Ist nur ein Kompartiment arthrotisch verändert, kann der Erhalt des gesunden Areals unter Verwendung einer unilateralen Prothese erwogen werden. Am häufigsten ist dies bei der isolierten Varusgonarthrose der Fall [44]. Kinetik, Propriozeption und Stabilität sollen hierbei durch Belassen der meisten funktionell wirksamen Strukturen kaum eingeschränkt sein [29]. Kontraindikationen sind Fehlen des vorderen Kreuzbandes, entzündliche Gelenkerkrankungen wie die Rheumatoide Arthritis und ein BMI > 30 kg/m² [44]. Auf Grund des hohen Abriebs und frühzeitiger Lockerungsraten wurden Schlittenprothesen zwischenzeitlich seltener verwendet. In den letzten Jahren erlebte dieses Modell auf Grund neuer Studiendaten eine Renaissance [29]. Die Daten des australischen Endoprothesenregisters aus dem Jahr 2013 beschreiben jedoch eine deutlich höhere Revisionsrate nach unikondylärem Gelenkersatz. Nach zwölf Jahren entsprach die Revisionsrate 18%, die Revisionsrate nach bikondylärem Kniegelenkersatz betrug hingegen nach zwölf Jahren nur 6,5% [6].

2.4.1.2 Der bikondyläre Gelenkersatz

Ungekoppelter bikondylärer Gelenkersatz

1972 entwickelten Freeman und Swanson einen Doppelschlitten, der in die Konkavität der Tibiakomponente eingepasst war [29]. Beide Kreuzbänder wurden entfernt und die mediolaterale Stabilität erfolgte durch den Kapsel- und Kollateralbandapparat [73]. Die im darauf folgenden Jahr durch Walker, Insall und Ranawat entwickelte bikondyläre, Kreuzband ersetzende „Total condylar prothesis“ führte durch ein randständig erhöhtes Tibiaplateau mit zentralem Steg auf Grund der hohen Formschlüssigkeit zu verbesserter Stabilität. Nachteilig zeigte sich aber die durch das Round-on-round-Design (Rund-auf-Rund, vgl. Abb. 1) verursachte Zwangsführung, die Rotations- und Schubbewegungen weitgehend verhinderte, sowie die Tendenz einer Subluxation des Femurs nach vorne bei asymmetrischem Beuge- und Streckspalt zeigte [29]. Bei der Insall-Burstein-posterior-stabilisierten-Prothese (IB-PS, IB-dorsal stabilisiert) wurde deshalb ein zusätzlicher Kopplungsmechanismus integriert. Auf dem Tibiaplateau befindet sich ein Zapfen, welcher in eine flache interkondyläre Aussparung (Nocke) bei Beugewinkeln über 70° greift [4]. Dadurch zentriert sich das Gelenk und verhindert eine Subluxation der Tibia gegenüber dem Femur auch bei höheren Beugewinkeln [4, 29]. Die IB-PS Prothese weist über zehn Jahre eine geringe Lockerungsrate und gute Abriebeigenschaften auf [4].

Andere gingen dazu über, das hintere Kreuzband zu erhalten und ein wenig konkaves Tibiaplateau (Flat-on-flat-Design, Flach-auf-Flach) einzubringen. Dieser Entwicklungsprozess führte zur Kinematic-Condylar-Prothese und später zu weiteren Kreuzband erhaltenden Oberflächenprothesen [29]. Durch die hohe punktuelle Polyethylenbelastung kam es jedoch zu Abrieb, welcher über eine synoviale Reaktion zu Osteolysen und dadurch zu Implantatlockerung führte.

Abb. 1



Designunterschiede von Oberflächenendoprothesen mit schematisierter Darstellung der Polyethylenbelastung. *Oben:* hohe Formschlüssigkeit mit gewisser Zwangsführung („Round-on-round“-Prinzip, z. B. Total Condylar Knee). *Mitte:* geringe Formschlüssigkeit mit kleinflächiger Polyethylenbelastung („Flat-on-flat“-Prinzip, Standard-Inlay vieler aktueller Oberflächenendoprothesen). *Unten:* hohe Formschlüssigkeit bei mobiler Plattform („Round-on-round with mobile bearing“, z. B. LCS).

Mit freundlicher Genehmigung von Springer Science + Business Media.

Um diese Problematik zu verhindern, wurden weitere Möglichkeiten, wie das Round-on-Flat-Design (Rund-auf-Flach) oder mobile Plattformen, entwickelt. Bei letzterem findet eine begrenzte Rotation zwischen einem bzw. zwei Meniskallagern aus Ultrahochgewichts-PE und einem Metallsockel statt. Befürworter argumentieren, dass während des physiologischen Gangzyklus unterschiedliche Rotationsstellungen des Knies eingenommen werden. So liegt während der Standphase eine leichte Innenrotation von fünf Grad vor, in der Schwungphase hingegen eine Außenrotation von zehn Grad [4]. Ein reeller Vorteil konnte bisher nicht belegt werden [29], rotierende Plattformen zeigen aber auch keine schlechteren klinischen Ergebnisse als die besten publizierten Studien zu fixierten kondylären Prothesen [9, 28, 39, 70, 92].

Bis heute konnte keine physiologische Kinetik des ersetzten Gelenks erreicht werden. Über eine paradoxe Roll-Gleit-Bewegung wird weiterhin, wenn auch bei der PS-Prothese in geringerem Ausmaß, in vielen Studien berichtet [17]. Das Femur gleitet wie bereits oben beschrieben während der Extension nach dorsal und wieder nach ventral in Flexion [29].

Von den PS-Prothesen sind das hintere Kreuzband erhaltende (posterior cruciate retaining, PCR-) Prothesen zu unterscheiden. Ein „lift-off“ (s. Kapitel 2.5.5) bei PCR-Prothesen erfolgt in Flexion eher lateral, bei den das hintere Kreuzband ersetzenden (posterior cruciate substituting, PCS-) Prothesen tritt es beidseits auf [23, 80]. Aktuelle Untersuchungen betreffen beispielsweise die Femurkomponentengeometrie, Variationen des Nocken-Zapfen-Mechanismus und den Erhalt beider Kreuzbänder.

Teilgekoppelter bikondylärer Gelenkersatz

Die interkondylär stabilisierte Prothese weist einen vergrößerten zentralen Zapfen des Inlays auf, welcher mit einer femoralen Box artikuliert. Das Indikationsspektrum beinhaltet hauptsächlich Revisionsoperationen bei Instabilitäten sowie primäre Versorgung bei ausgeprägten Valgusdeformitäten mit medialen Kollateralbandinsuffizienzen [29]. Diese teilgekoppelte Versorgung ist bei den meisten gängigen Modellen möglich, um intraoperativ ein kurzfristiges Umsteigen zu erleichtern.

2.4.1.3 Bikondylärer Gelenkersatz mit Achsführung

Ursprünglich handelte es sich bei den bikondylären, achsgeführten Prothesen um Scharniergelenke mit hohen Lockerungs-, Infektions- und Bruchraten. Bei den heute verwendeten Modellen artikulieren die Femurkondylen tragend mit der rotierenden Plattform unter hoher Formschlüssigkeit. Der Kopplungsmechanismus wird in der Femurkomponente mit einem Metallbolzen in einem Polyethylenlager fixiert und tibial frei beweglich in die Komponente eingeführt („rotating hinge“) [29]. Dadurch werden Scherkräfte minimiert. Indikationen sind schwere Gonarthrosen mit massiven Achsfehlstellungen ($>35^\circ$ Varus, $>25^\circ$ Valgus) oder insuffizientem Bandapparat sowie Subluxationen bei Rheumatikern oder schwere Defekte in der Revisionsendoprothetik [29].

2.4.2 Prothesenverankerung

Außer der Wahl des Prothesentyps ist die Verankerung der Komponenten von Bedeutung. Bereits Ranawat et al. untersuchten ausgiebig die Fixation der tibialen Komponente [72]. Es hat sich die Fixierung mittels Polymethylmethacrylat-

Knochenzement (PMMA) durchgesetzt [91]. Auf Grund hoher Lockerungsraten in den 1980er und 1990er Jahren wurden Versuche ohne Knochenzement mit Press-fit-Varianten, zur Fixierung mittels Schrauben sowie zur Verwendung von Hybridprothesen begonnen [34, 77]. Bei der Wahl der Verankerungsart müssen Knochenqualität, körperliche Aktivität und Alter des Patienten berücksichtigt werden [34]. In mehreren Studien hat sich die Implantation der femoralen als auch der tibialen Komponente mit Knochenzement als Goldstandard erwiesen, an dem sich andersartige Fixationen messen müssen [5, 26, 54]. Viele Knieprothesenmodelle weisen im Tibiaplateaubereich zusätzlich einen Zapfen (Stem) in konischer oder anderer geometrischer Form auf, um die Scherkraftbelastung zu reduzieren. Hierbei wird das vordere Kreuzband reseziert, da die Prothese von ventral eingebracht wird. Eine Instabilität kann gegebenenfalls hierdurch begünstigt werden. Andererseits ist das vordere Kreuzband in vielen arthrotischen Kniegelenken bereits vorgeschädigt [4], so dass es auch bei dessen Erhalt keine stabilisierende Funktion ausüben könnte.

2.4.3 Präoperative Planung

Die Indikationskriterien für die Implantation einer Kniegelenksendoprothese umfassen Angaben patientenbezogener Symptome wie Schmerzen, Gelenksteife und Gehstrecke, klinische Befunde wie Bewegungsausmaß und Laxizität sowie radiologische Befunde (konventionelles Röntgen, ggf. additiv MRT-Untersuchungen) [60]. Auch Komorbiditäten sowie soziale Faktoren sollten zur Indikationsstellung eruiert werden [13].

Die patientenbezogenen Symptome können zum Beispiel durch den WOMAC-Score (s. Kapitel 3.4) abgefragt werden und eignen sich zum Vergleich von prä- und postoperativem Status.

Für die röntgenologische Beurteilung werden eine anteroposteriore (a.-p.) sowie eine streng laterale Darstellung des Kniegelenks, ggf. eine Patellatangentialaufnahme und häufig auch eine Ganzbeinstandaufnahme a.-p. herangezogen [67].

Klinische- und Röntgenuntersuchungen erlauben eine Vorentscheidung hinsichtlich des zu verwendenden Prothesentyps und die Planung zur Ausrichtung der Komponenten in Relation zum Knochen unter Berücksichtigung der Achsen, sowie die etwaige Vorherbestimmung der Prothesengrößen.

2.5 Knieinstabilität

Im Gegensatz zur Laxizität, handelt es sich bei der Instabilität um eine vom Patienten empfundene Funktionseinbuße wie Unsicherheitsgefühl, Schmerz oder Stabilitätsverlust [86]. Fehring et al. stellten fest, dass bis zu 27 % der Revisionen auf Instabilität zurück zu führen waren und im Mittel bereits nach 19 Monaten erfolgten [26]. Aber auch nach einer mittleren Standzeit von 10 Jahren werden 29% aller Revisionseingriffe bikondylärer Oberflächenersatzprothesen auf Grund von Instabilität durchgeführt [18].

Die Ursachen eines vorzeitigen mechanischen Versagens bei der aseptischen Lockerung sind in den drei Pfeilern der Knieendoprothetik zu suchen: Alignment, Rotation und ligamentäre/ knöcherne Stabilität [69]. Bereits 1976 erkannten Ranawat et al. deren grundsätzliche Bedeutung für das Outcome nach TKR [72]. Mitunter werden präoperativ bestehende Defizite, wie vorbestehende mediolaterale oder anteroposteriore Laxizitäten, verkannt und deshalb nicht ausreichend korrigiert.

Intraoperative Ursachen sind unter anderem durch Fehler beim Lösen der Weichteile (Over- oder Underrelease), einem exzessiven posterioren Slope (s. Kapitel 2.5.3.4), Achsfehlstellungen sowie asymmetrischen Beuge- und Streckspalt bedingt.

Obwohl diese Punkte hier einzeln aufgeführt sind, handelt es sich in Wirklichkeit aber um ein Ineinandergreifen und gegenseitiges Beeinflussen all dieser Faktoren. Es ist bei einer vorzeitigen Lockerung oder vorzeitigem Polyethylenabrieb von einer Implantatfehlpositionierung auszugehen. Bei einer Wechseloperation sollte diese behoben werden [69].

Auch der Stellungs- und Lagesinn trägt zum Stabilitätsempfinden bei. Es gibt daher viele Untersuchungen zu der Frage, in wie weit die Resektion einzelner Weichteile wie die des hinteren Kreuzbandes für den Erhalt der Propriozeption ausschlaggebend ist. Signifikante Unterschiede hinsichtlich der vollständigen Resektion oder des Belassens des hinteren Kreuzbandes wurden bisher nicht nachgewiesen [4]. Allerdings kann ein schlecht ausbalanciertes hinteres Kreuzband Instabilität und erniedrigte Flexionsgrade sowie damit einhergehend Schmerz, Abrieb und Prothesenlockerung begünstigen [92]. Dauerhaft können Kapsel-Bandstrukturen die Sicherung des Gelenks nur übernehmen, wenn sie nicht mehr als 5% über ihre Ausgangslänge gedehnt werden [18]. Crottet et al. wiesen darauf hin, dass eine hohe individuelle Variabilität in der resultierenden Bandspannung nach vergleichbarem Release besteht [19]. Es müssen

außerdem intra- und postoperative Unterschiede in der Bandspannung berücksichtigt werden. So sind Okazaki et al. der Ansicht, dass sich eine übermäßige Laxizität während der Narkose von der Bandspannung in Bewegung unterscheiden könne [65]. Diese Annahme wurde von Krackow geteilt, der eine präoperative Untersuchung unter Narkose mit Muskelrelaxation bei klinisch imponierender Instabilität befürwortet [47].

2.5.1 Malalignment

Die Gründe für Fehlstellungen der Beinachse sind vielfältig. Sie können genetischer, posttraumatischer oder chronisch-entzündlicher Natur sein sowie postoperationem (zum Beispiel bei Resektion des Innenmeniskus) auftreten [77]. Hierdurch ist jeweils die mechanische Achse verändert. Bei einem Genu varum (häufig bei Arthrose) ist die Traglinie zum medialen Gelenkspalt hin verlagert, beim Genu valgum (vermehrt bei weiblichem Geschlecht, Rheumatoider Arthritis) nach lateral hin [5, 55, 67]. Zur Beurteilung ist eine Ganzbeinaufnahme oder ein CT-Scout notwendig. Es können außerdem Stressaufnahmen indiziert sein [67].

Eine Varusachsenfehlstellung führt zu vermehrter Belastung des medialen Kniegelenkanteils, welche den Verschleiß des Knorpels nach sich zieht [77]. Dadurch verstärkt sich wiederum dieser Prozess.

Im Unterschied zum Varusknie befindet sich die tibiale Gelenklinie des Valgusknies zunächst in Neutralstellung, bevor durch die zunehmende Druckbelastung des lateralen Femurkondylus und die Überdehnung der medialen Weichteile die Valgusfehlstellung zunimmt und der nun hypoplastische laterale Femurkondylus die laterale Tibia erodieren kann [36, 67, 71]. Diese Fehlstellung bewirkt eine Verkürzung und Kontraktur des lateralen Retinakulums mit Beteiligung des Tractus iliotibialis, des lateralen Kollateralbandes, der Popliteussehne, der dorsolateralen Kapsel und ggf. des Pes anserinus [67]. Das muss bei der Prothesenimplantation berücksichtigt werden, damit die femorale Komponente nicht in Innenrotation fixiert wird [67, 71].

Bei isolierten kontrakten Fehlstellungen hingegen (also einer Imbalance der Weichteile, nicht einer Knochenfehlstellung) führt häufiger die Kontraktur an der Konkavseite des Kapsel-Bandapparates und weniger die Überdehnung an der Konvexseite zu der Fehlstellung. Je nach chirurgischer Vorgehensweise kann es deshalb erforderlich sein, vor den Knochenschnitten ein ausreichendes Release durchzuführen, um die Kollateralbänder zu balancieren [5].

Viele Autoren sind sich darin einig, dass Prothesen in korrekter Achsstellung, in 90° zur mechanischen Achse, im so genannten Alignment, positioniert werden sollten [5, 10, 69]. Beim nicht endoprothetisch versorgten Kniegelenk beginnt die mechanische Achse (Traglinie/Mikulicz-Linie) im Zentrum des Hüftkopfes, zieht überwiegend leicht medial (8 ± 7 mm) der Mitte des Kniegelenkes, an der Eminentia intercondylaris, vorbei und endet mittig im Talus [88]. Nach dem endoprothetischen Oberflächenersatz wird hingegen ein mittiger Verlauf angestrebt. Mehr als $\pm 3^\circ$ Abweichungen von diesem Alignment können zu Beschwerden wie Abrieb und Lockerung führen [5, 58, 82]. Parratte et al. konnten jedoch keine Verbesserung bei einem Alignment von $0^\circ \pm 3^\circ$ in der Standzeit über fünfzehn Jahre feststellen [68]. In einer umfangreichen Literaturanalyse konnten Abdel et al. ebenfalls keinen signifikanten Vorteil eines Alignments von $0^\circ \pm 3^\circ$ zur mechanischen Achse für das Langzeitergebnis feststellen [1]. Nach ihrer Ansicht ist es sowohl manuell als auch unter der Verwendung navigierter Verfahren problematisch, solch fein justierte Unterschiede zu erzielen. Sie empfehlen trotzdem, sich möglichst an der mechanischen Achse zu orientieren.

Bei ausgeprägten Achsfehlstellungen oder einer Streckhemmung von 15-20° muss nach Meinung einiger Autoren das hintere Kreuzband immer reseziert werden, um gleichzeitig eine Symmetrie von Streck- und Beugespalt erzielen zu können [36, 43]. Im Falle einer ausgeprägten Laxizität des gesamten Bandapparates kann die Indikation für eine gekoppelte Prothese bestehen.

Auch die Positionierung der Patella ist für ein korrektes Alignment von Bedeutung. So sollte die Eversion der Patella während des Eingriffs bei der Ausrichtung des Tibiaplateaus berücksichtigt werden, da sonst das Risiko für eine Fehlplatzierung im Sinne einer Valgisierung erhöht ist. Hierdurch kann später eine Imbalance resultieren, wenn die Patella wieder an ihrem korrekten anatomischen Platz positioniert ist [19]. Während der Implantation der Komponenten sollte die Patella in die Trochlea zentriert werden, ohne dass sie seitlich vom Operateur geführt werden muss („no-thumbs-rule“) [43]. Selbst bei Beachtung dieser beiden Regeln stellen patellofemorale Komplikationen jedoch einen häufigen Revisionsgrund dar [45].

2.5.2 Malrotation

Bei einer Rotationsabweichung der eingebrachten Komponente, insbesondere bei der der Tibiakomponente, wird die Kinematik des Patellofemoralgelenks verändert. Eine

kombinierte Innenrotation beider Komponenten von mehr als 7° resultiert in einer Luxation der Patella [76]. Eine Innenrotation der Femurkomponente hat auch Auswirkung auf die Kinematik des Beugespalts im Sinne einer Asymmetrie [69, 76]. Dadurch kann es lateral zu Laxizität oder medial zu einem schmalen Beugespalt, also zu einem lateralen „lift-off“ (s. Kapitel 2.5.5) kommen [35, 80]. Die Folge ist entweder eine laterale Flexionsinstabilität mit auftretenden Schmerzen über dem medialen, proximalen Tibiaanteil, Unsicherheit beim Bergabgehen bzw. Schwierigkeiten aufzustehen oder eine Flexionshemmung [76]. Eine Innenrotationsfehlstellung der femoralen und/oder der tibialen Komponente sollte daher vermieden werden [76].

2.5.3 Ligamentäre und knöcherne Instabilität

Weichteilinstabilität kann durch korrekte Weichteilführung, das „ligament balancing“, verhindert werden [26]. Der Kapsel-Bandapparat stellt sich als komplexes Zusammenspiel multipler anatomischer Strukturen dar, die zur Stabilität des Gelenkes in allen Ebenen beitragen (s.o.). Übermäßige Laxizität und mechanische Instabilität sind dem zu Folge ein Versagen oder vermindertes Entgegenwirken dieser Kräfte.

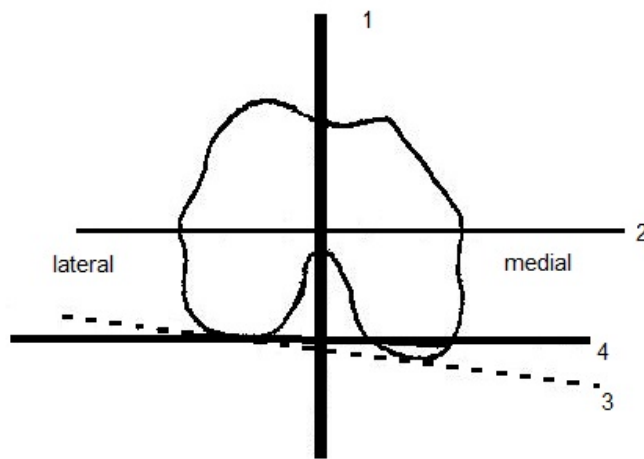
2.5.3.1 Femur-first-Technik („measured resection technique“)

Diese Technik bezeichnet die Resektion des Femurs an Hand knöcherner Landmarken. Es ist ein knochensparendes Verfahren, welches allerdings Erfahrung in der Weichteilstabilisation erfordert, denn die beiden Knochen werden unabhängig voneinander reseziert. Die primäre distale Femurosteotomie erfolgt mit Hilfe einer extra- oder intramedullären Ziellehre entlang der anatomischen Achse (5-7° Valgus) [18].

Die Knochenresektion richtet sich nach der Dicke der Prothesenkomponenten [18, 36]. Die Rotationsausrichtung der Femurkomponente erfolgt entlang der transepikondylären Achse (vgl. Abb. 2) während der a.-p. Resektion. Sie entspricht etwa der Kniebeugeachse [76]. Durch diese leichte Außenrotation von 3° können ein rechtwinkliger Beugespalt geschaffen und gleichzeitig der Patellalauf verbessert werden [4, 5].

Die anteriore Osteotomie wird entlang der Femurkortikalis durchgeführt, wobei ein Notching, das Einkerbten der ventralen Kortikalis durch den Sägeschnitt, verhindert werden muss. Anschließend erfolgt die Tibiaosteotomie in 90° zur Tibialängsachse unabhängig von der Femurresektion. Zuletzt findet die Weichteilbalancierung auf der kontrakten Seite statt [18]. Dann erfolgen die Funktionsprüfung mit Probekomponenten und schließlich die Implantation. Scuderi et al. haben gezeigt, dass diese Technik zuverlässig eine Malrotation der Femurkomponente außerhalb von $\pm 2^\circ$ verhindert [80].

Abb. 2



Referenzlinien für die Rotation der Femurkomponente:

- 1) anteroposteriore Achse
- 2) transepikondyläre Achse
- 3) hintere Kondylentangente
- 4) Ausrichtung der Sägelehre in Relation zur Kondylentangente und parallel zur transepikondylären Achse

Die dorsale Kondylentangente weist eine mediale Inklination von etwa 3° auf. Die anteroposteriore Femurachse (Whiteside-Linie) verbindet den tiefsten Punkt der Trochlea mit der Mitte der Fossa interkondylica und verläuft senkrecht zur transepikondylären Achse. Modifiziert nach Dennis et al. [22]

2.5.3.2 Tibia-first-Technik („balanced gap technique“)

Bei der Tibia-first- oder „balanced gap“ Technik wird entweder vor Resektionsbeginn oder schrittweise nach der ersten tibialen Osteotomie das „ligament balancing“ durchgeführt [18]. Die Resektionslinie verläuft senkrecht zur mechanischen Achse. Ausgehend von dieser Osteotomie wird dann mit Hilfe von Distanzstücken (Spacer) oder Spreizern (Spreader) [30], die der tibialen Osteotomie aufliegen, die Rotation der Femurkomponente definiert [18]. Die Höhe der anterioren und posterioren Femurresektion wird durch die Größe der Prothese definiert, die anteriore Osteotomie erfolgt ebenfalls tangential zu der ventralen Femurkortikalis [18]. Die distale Femurosteotomie richtet sich zum einen nach der Femurschaftachse, welche wie oben beschrieben in einem Winkel von 5-7 Grad zur mechanischen Achse verläuft als auch

nach dem anterioren Femurschnitt. Unter der Verwendung von Spacern resultiert ein symmetrischer Streck-und Beugespalt.

2.5.3.3 Beuge- und Streckspalt

Ziel der oben beschriebenen „balanced gap technique“ ist es, einen Beuge- und Streckspalt gleicher Weite zu erhalten [41, 71, 74, 75]. Auch bei anatomisch korrekter Resektion kann aber auf Grund ligamentärer Kontrakturen ein unterschiedlich hoher oder trapezförmiger Streck- und Beugespalt resultieren, der dann ein entsprechendes ligamentäres Release erfordert. Dieses „ligament balancing“ sorgt dafür, dass während des gesamten Bewegungsablaufs sowohl Stabilität als auch Mobilität des künstlichen Kniegelenks gewährleistet sind. Eine Überdehnung der kollagenen Kapsel- und Bandstrukturen muss jedoch vermieden werden. Hierfür wurden eigens Navigationssysteme [49] entwickelt, um einer möglichen Fehlrotation der Komponenten oder dem „lift-off“-Phänomen vorzubeugen. Die Bandspannung kann über eine Kraft- oder Längenmessung der jeweiligen Strukturen gemessen und daraufhin der Beuge- und Streckspalt angepasst werden [18]. Wyss et al. untersuchten das Outcome nach Implantation einer PCR-Prothese mit „ligament balancing“ unter Verwendung von Navigationssystemen. Über 5 Jahre zeigten sich hier gute Ergebnisse [92]. Auch Claus und Scharf sowie Sparmann et al. empfehlen navigierte Verfahren [18, 82].

Nach der Osteotomie erfolgt die Kontrolle der Beinachse durch Aufeinanderstellen der Sägeflächen bzw. die Kontrolle des Streckspaltes durch maximale Distraction. Der Extensionsspalt sollte rechteckig und symmetrisch sein [43], andernfalls ist auf der engeren Seite ein Release notwendig [4]. Auch der Beugespalt bei 90° wird überprüft. Er sollte etwa der Höhe des Streckspaltes entsprechen [71]. Außerdem müssen etwaige Osteophyten entfernt werden, da der Operateur sonst durch das zeltartige Aufspannen der Weichteile einen falschen Eindruck von der Bandspannung erlangen könnte. Dadurch wäre später eine Überdehnung der Bänder möglich [18, 67].

Ist die Weichteilspannung in Extension und Flexion zu hoch, kann dies durch Nachresektion der Tibia ausgeglichen werden. Besteht eine übermäßige Laxizität, so genügt die Verwendung eines dickeren Polyethyleninlays. Ein enger Beugespalt wird durch die Wahl einer kleineren Femurkomponente ausgeglichen („downsizing“). Bei

einem engen Streckspalt kann das distale Femur nachreseziert werden („recutting“) [69].

2.5.3.4 Slope

Als Slope wird die Dorsalneigung des Tibiaplateaus bezeichnet. Das Ausmaß ist sehr variabel mit natürlich auftretenden Winkeln zwischen 3° und 12° [36]. Das muss bei der Schnittführung beachtet werden, da es sonst leicht zu einer hohen Spannung des hinteren Kreuzbandes kommen kann [36]. Bellemans et al. haben berichtet, dass eine Erhöhung des Slopes mit höheren maximalen Beugewinkeln einhergeht, und zwar 1,7° Flexion mehr pro zusätzlichem Grad Slope [12]. Ein exzessiver Slope führe dann jedoch zu anteriorer Laxizität der Tibia sowie einem Streckdefizit und solle daher vermieden werden [12, 27]. Whiteside und Amador vertreten die Ansicht, dass bei einem Slope von mehr als 3° mit anteroposteriorer Instabilität und Varus-Valgus-Laxizität gerechnet werden muss. Sie empfehlen daher 3° tibialen Slope für eine gute Stabilität in Flexion und Extension. Andere Autoren befürworten einen Kompromiss von 5° [36, 74].

2.5.4 Release

Achsfehlstellungen erfordern ein Weichteilrelease auf der Konkavseite [4]. Hierunter versteht man die chirurgische Verlängerung von Kapsel, Bändern und/oder Narbengewebe mittels Durchtrennung, durch multiple Stichinzisionen (Sticheln) oder deren subperiostale Ablösung vom Knochen. Die Weichteilbalance wird intraoperativ unter Varus- und Valgusstress geprüft [7]. Optimalerweise sollte nach dem Weichteilrelease ein beidseitiges Aufklappen von 2-3 mm möglich sein [67].

2.5.5 Lift-off

Um Instabilität an Hand röntgenologischer Gesichtspunkte zu beurteilen, wurde das „lift-off“-Zeichen [23, 83] beschrieben. In vorangegangenen Studien wurde dieses Zeichen in fluoroskopischen Aufnahmen in Flexion und Extension des Knies bzw. während des Gangzyklus [17, 22, 23, 37, 49, 84, 85] sowie beim Sitzen und Knien [46] untersucht. Es bezeichnet das einseitige, mediale oder laterale Abheben einer

Femurkondyle und ist ein diagnostizierbares Anzeichen für Gelenkinstabilität nach Versorgung mit einer Knieprothese in der Frontalebene („coronal plane instability“). Dieses Zeichen wurde überwiegend an stark selektierten Patienten untersucht, welche keine imponierende Weichteilinstabilität in der klinischen Untersuchung und keine persistierenden Schmerzen aufwiesen [22, 23, 37, 46, 84, 85].

Es wurden unterschiedliche Operationsverfahren analysiert, um ein femorales kondyläres „lift-off“ zu verhindern, wie zum Beispiel Spalt- oder Weichteilbalancierung (s.o.), zum Teil unter Verwendung von Navigationssystemen [22, 49, 92]. Dabei konnte festgestellt werden, dass ein femorales kondyläres „lift-off“ zu einseitiger Belastung, zum Verlust subchondraler Spongiosa und zu vorzeitiger Prothesenlockerung führen kann [23, 37].

Eine Studie über Grenzwerte bezüglich des Auftretens derartiger Komplikationen existiert jedoch nicht, lediglich die Inzidenz bei unterschiedlichen Operationsverfahren und Prothesenmodellen wurde ausgiebig untersucht.

Auch ist die klinische Relevanz des femoralen kondylären „lift-off“ in Bezug auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität noch ungeklärt.

Da fluoroskopische Aufnahmen mit einer höheren Strahlenbelastung für den Patienten einhergehen und auf Grund der notwendigen 3D-Software [23, 30, 37, 46, 49, 57, 80, 84, 85] sehr kostenintensiv sind, eignet sich diese Methode außerdem nicht für den alltäglichen Klinikgebrauch.

2.6 Zielstellung der Arbeit

Im klinischen Alltag fiel auf, dass auf postoperativen Routineröntgenaufnahmen in der a.-p. Ebene oft ein asymmetrischer Gelenkspalt zu verzeichnen ist. Da die Aufnahmen in Extensionsstellung erfolgen, wird im Weiteren der Begriff „Asymmetrische Extensionslücke“ (AEL) in Bezug auf konventionelle Röntgenaufnahmen verwendet, um die bildmorphologisch unterschiedlich erhobenen Zeichen zu unterscheiden.

Ziel der Arbeit war, die Häufigkeit einer asymmetrischen Extensionslücke in einem großen Patientenkollektiv an Hand postoperativer Routineröntgenaufnahmen zu bestimmen. Des Weiteren sollte die klinische Relevanz der AEL in Bezug auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität mittels Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) [11] bestimmt und idealerweise ein Schwellenwert der AEL in Bezug auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität

ermittelt werden. Zudem sollte eine eventuelle Assoziation zwischen der AEL und der Lebensqualität für einen Zeitraum von insgesamt 24 Monate analysiert werden.

3 MATERIAL UND METHODE

Diese Arbeit ist eine geschlossene Kohortenanalyse zur Sekundäranalyse prospektiv erhobener Daten von Patienten, die an insgesamt drei randomisierten kontrollierten Interventionsstudien teilgenommen haben und bei denen unterschiedliche Rehabilitationskonzepte nach Gelenkersatz evaluiert wurden [51, 52, 53]. Das Studienprotokoll wurde durch die Ethikkommission der Ärztekammer Schleswig-Holstein zustimmend beraten und alle Patienten gaben vorab schriftlich ihre Einwilligung zur Teilnahme an dieser Studie.

3.1 Teilnehmer

Im Rahmen dieser drei Multicenterstudien waren Patienten der orthopädischen Universitätskliniken Kiel und Lübeck, der orthopädischen Abteilung der Rheumaklinik Bad Bramstedt, der Ostseeklinik Damp und der chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Wedel, später auch des Asklepios Westklinikums Hamburg, beteiligt. Alle Patienten, die zwischen dem 1. Januar 2003 und dem 30. April 2006 einen elektiven endoprothetischen Ersatz des Kniegelenks erhielten, waren potentielle Teilnehmer an den randomisierten Studien. Am Tag der Aufnahme wurde jedem Teilnehmer eine Informationsbroschüre ausgehändigt. Qualifizierte Patienten wurden durch den aufnehmenden Arzt identifiziert und gebeten, an der Studie teilzunehmen. Diese Patienten wurden dem Studienbüro gemeldet, wo das Geburtsdatum und der Name in jeweils krankenhausspezifischen Randomisationslisten fortlaufend vermerkt wurden. Auf diesen Listen war das Randomisationsergebnis vorab notiert. Insofern war den Kliniken das Randomisationsergebnis zum Zeitpunkt der Rekrutierung der Patienten in die Studie nicht bekannt, sondern wurde den Kliniken erst nach der Operation, gemeinsam mit einer fünfstelligen Patientennummer für die Studie, mitgeteilt.

Die präoperativen Diagnosen lauteten Gonarthrose und M. Ahlbäck. Ausschlusskriterien waren eine septische Arthritis in der Vorgeschichte, ein akutes

Trauma, intraoperative Komplikationen, Revision, Rheumatoide Arthritis, jegliche Amputation an der unteren Extremität, Malignität oder die Unfähigkeit, den Fragebogen auf Grund sprachlicher oder kognitiver Defizite auszufüllen.

Die Teilnahme für die hier vorliegende Studie war auf Patienten begrenzt, welche mit einem bikondylären, ungekoppelten Gelenkersatz versorgt worden waren. Es konnten 381 Patienten rekrutiert werden.

Nach der Operation nahmen alle Patienten täglich an einem standardisierten Physiotherapieprogramm, bestehend aus Übungen zur Förderung der Kraft, des Gleichgewichtsinns, der Koordinations- und Gangschulung sowie Instruktionen zu den alltäglichen Aktivitäten (Spaziergehen, Treppensteigen und Laufen auf unebenen Flächen, etc.) teil. Nach Entfernung der Redondrainagen wurden täglich Motorschienen eingesetzt.

Alle Patienten wurden gebeten, den Fragebogen in Bezug auf die präoperative Situation schon vor der Operation auszufüllen. Die Studienassistentin überprüfte spätestens nach erfolgter Operation, aber noch während des stationären Aufenthalts auf Vollständigkeit und suchte die Patienten auf, um sich vorzustellen und eventuelle Fragen der Patienten zu der Studie zu beantworten.

Nach drei, sechs, zwölf und 24 Monaten wurden den Patienten erneut Fragebögen samt frankiertem Rückumschlag zur Follow-up-Erhebung zugesandt. Teilnehmer, die nicht antworteten, wurden drei Mal in Abstand von je zwei Wochen erinnert. Falls immer noch keine Antwort erfolgte, wurde telefonisch der Grund erfragt.

Zur Follow-up-Erhebung nahmen nach drei Monaten 91 % (n=345), nach 6 Monaten 89 % (n=338), nach 12 Monaten 83 % (n=315) und nach 24 Monaten 77 % (n=295) der rekrutierten Patienten teil. Es gab keine signifikante Assoziation zwischen Patienten, die den Fragebogen nicht beantworteten und ihren Ausgangssymptomen. Alle Fragebögen wurden in eine Datenbank eingegeben (Microsoft Access).

3.2 Röntgenbilder

Am zweiten postoperativen Tag, nach Entfernung der Redon-Drainagen, wurden bei sämtlichen Patienten a.-p. Röntgenaufnahmen ohne Belastung in Kniestreckung angefertigt. Der Abstand zwischen Film und Röhre betrug 1,05 m. Die Patella wurde auf den Bildern zentriert eingestellt.

3.3 Bildanalyse

Um die in den unterschiedlichen Kliniken angefertigten postoperativen Routineröntgenbilder, welche überwiegend in analoger Form vorlagen, zu digitalisieren, wurde ein an einen Laptop angeschlossener Röntgenscanner (Sierra Medical Film Digitizer, Vidar Systems Corporation, Herndon, Virginia, USA) verwendet. Dieser Röntgenbildscanner war fest in einem Minivan, den die Studienassistentin für die Fahrten zwischen den Kliniken nutzte, verbaut. Jedes Bild wurde unter der oben beschriebenen fünfstelligen Nummer des jeweiligen Patienten katalogisiert.

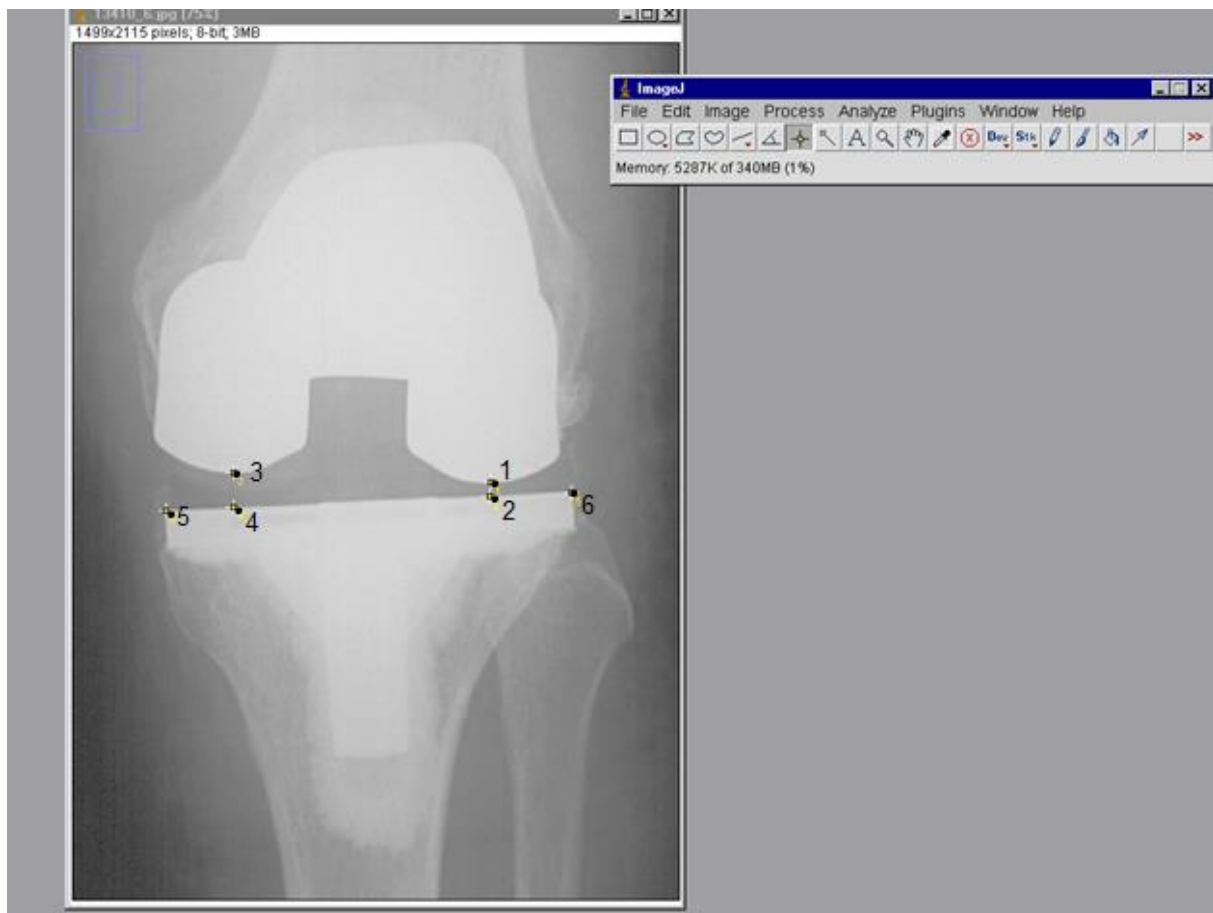
Die Röntgenbilder von 101 Patienten waren auf Grund von Urlaub der Studienassistentin nicht eingelese worden oder die Bilder waren auf Grund kältebedingter Artefakte beim Einscannen der Aufnahmen im Minivan während der Wintermonate nicht auswertbar. Drei Patienten waren mit einer achsgeführten Prothese versorgt worden. Es resultierten Röntgenbilder von 277 Teilnehmern zur Auswertung.

Die Röntgenaufnahmen in Frontalansicht wurden in die frei zugängliche Image J Software (National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) [2] importiert, wo zuvor definierte Punkte der Prothese eines jeden Patienten über ein Koordinatensystem ermittelt werden konnten. Die X-/Y-Koordinaten wurden anschließend automatisiert in eine Microsoft Excel-Tabelle übertragen.

Da die Röntgenaufnahmen ohne Skalierkugel angefertigt worden waren, bestand das Problem, die asymmetrische Extensionslücke (AEL) nicht direkt in Millimetern bestimmen zu können. Aus diesem Grund wurde ein Kalibrierungsfaktor für jedes einzelne Bild ermittelt, bei dem die Breite der tibialen Basisplatte in Pixeln mit Image J ausgemessen und ins Verhältnis zu den Größenangaben der Prothesendatenbank des Programms mediCAD® (HECTEC GmbH) gesetzt wurde (Strecke zwischen 5 und 6 in Abb. 3). Dadurch konnte die absolute geringste Distanz zwischen lateraler Kondyle und dem Tibiaplateau (Strecke zwischen 1 und 2) bzw. zwischen medialer Kondyle und dem Tibiplateau (Strecke zwischen 3 und 4) durch Multiplikation mit dem vorab bestimmten Kalibrierungsfaktor ermittelt werden. Die absolute asymmetrische Extensionslücke wurde in Microsoft Excel aus der Differenz der medialen und der lateralen Strecke in Millimetern bestimmt.

Das jeweilige klinische Ergebnis war dem Untersucher zum Zeitpunkt der Bildanalyse nicht bekannt.

Abb. 3



Screenshot eines a.-p. Röntgenbildes in Image J. Breite der tibialen Basisplatte=Strecke zwischen 5 und 6. Distanz zwischen lateraler Kondyle und dem Tibiaplateau=Strecke zwischen 1 und 2. Distanz zwischen medialer Kondyle und dem Tibiaplateau=Strecke zwischen 3 und 4. Medial besteht eine AEL.

3.4 Outcome

Als Hauptzielvariable für diese Analyse wurde die Schmerzskala des krankheitsspezifischen Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) verwendet [11]. Dieser eignet sich als Messinstrument für die Evaluation der gesundheitsbezogenen Lebensqualität bei Patienten mit Arthrose an der unteren Extremität und ist in validierter deutscher Fassung verfügbar [87]. Da sich der WOMAC als besonders valide für die Cox- und Gonarthrose erwiesen hat, wird er in zahlreichen Studien verwendet [3, 13, 14, 25, 49, 55, 75, 92].

Der WOMAC umfasst insgesamt 24 Fragen zu drei Dimensionen: Fünf Fragen zum Thema Schmerz, zwei Fragen zur Steifheit und siebzehn Fragen zu Alltagsaktivitäten. Die Antworten wurden auf einer Skala zwischen 0 und 10 mit Beschreibung der Endpunkte (0 entspricht keinen Schmerzen, 10 entspricht extremen Schmerzen)

erfasst. Für jede Dimension wird ein Summenscore gebildet. Um die einzelnen Dimensionen des WOMAC-Index besser vergleichen und bewerten zu können, wird jeweils ein Score von 0-100 Punkte standardisiert, indem jeder erreichte Summenscore mit 100 multipliziert und im Anschluss durch den maximal zu erreichenden Score der jeweiligen Dimension dividiert wird. Hohe Punktzahlen bedeuten größere Schmerzen, Steifheit oder Dysfunktion.

3.5 Statistische Analyse

3.5.1 Erfassen der Häufigkeit

Zunächst wurde die Häufigkeit des Auftretens einer AEL bestimmt und es wurde ein mediales von einem lateralen Auftreten unterschieden.

3.5.2 Grenzwertsuche

Nachdem bisher kein Schwellenwert für eine AEL untersucht wurde, auf den hätte zurückgegriffen werden können, wurde ein klinisch relevanter Grenzwert über eine explorative Datenanalyse ermittelt. Dazu wurden drei Gruppen mit einem Schwellenwert von jeweils ≥ 1 mm, $\geq 1,5$ mm bzw. ≥ 2 mm mit einer weiteren Unterteilung in mediale AEL, keine AEL und laterale AEL definiert und jeweils untersucht, ob eine Assoziation zum WOMAC- Schmerzscore nach drei Monaten besteht.

3.5.3 Assoziation zwischen einer AEL mit dem WOMAC-Schmerzscore

Es wurde die Assoziation zwischen einer medialen AEL, keiner AEL und einer lateralen AEL in Bezug zum WOMAC-Schmerzscore nach sechs, zwölf und 24 Monaten untersucht.

Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Lilliefors-Test wurde auf Normalverteilung zu den jeweiligen Erhebungszeitpunkten geprüft. Da eine signifikante Abweichung von der Normalverteilung bestand, wurde der nicht-parametrische Jonckheere-Terpstra-Test [38] verwendet, um auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den drei Gruppen zu prüfen.

3.5.4 Multivariate Analyse (ANOVA)

Auf Grund der fehlenden Randomisierung für die AEL bestand keine Vergleichbarkeit zwischen den Gruppen. Daher war eine Adjustierung für mögliche Störfaktoren wie Alter, BMI und Anzahl der Komorbiditäten erforderlich, um weitere Aussagen treffen zu können. Für eine derartige Analyse ist jedoch eine normalverteilte Zielvariable erforderlich. Hierzu wurde die Verbesserung im WOMAC-Schmerzscore durch Subtraktion des präoperativen von dem postoperativen Wert ermittelt. Diese normalverteilte abhängige Variable wurde für eine multivariate Regressionsanalyse verwendet, um für eine mögliche Verzerrung durch Störfaktoren wie Alter, BMI und Anzahl der Komorbiditäten zu adjustieren. Das Geschlecht wurde als unabhängige Variable festgesetzt.

Mit dem Type III-sum-of-squares-Test wurde der bezüglich der Störvariablen adjustierte Effekt der AEL auf die Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore zu den vier Erhebungszeitpunkten berechnet. Alle p-Werte wurden zweiseitig geprüft. Es wurde keine Korrektur für multiple Vergleiche durchgeführt. Jeder p-Wert $< 0,05$ wurde als signifikant festgelegt.

Die statistische Analyse wurde mit Hilfe von SPSS (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) durchgeführt.

4 ERGEBNISSE

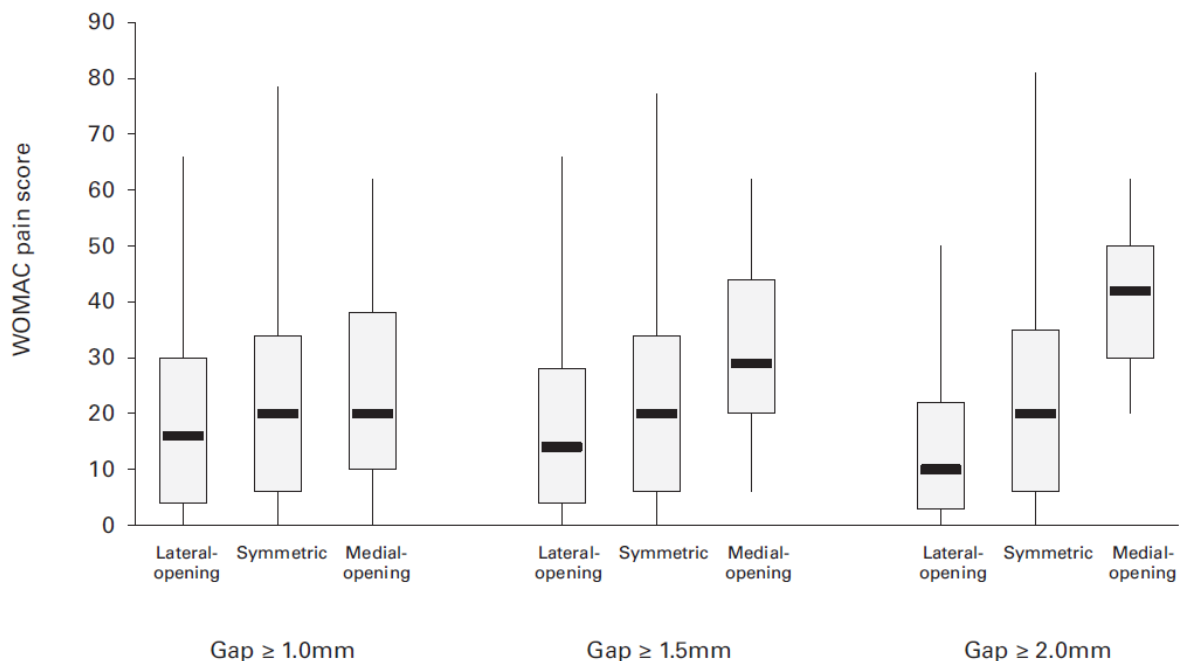
4.1 Häufigkeit der Asymmetrischen Extensionslücke

Eine AEL $\geq 3,0$ mm wurde bei 3,6 %, eine AEL $\geq 2,0$ mm bei 9,7 %, eine AEL $\geq 1,5$ mm bei 14,8 % und eine AEL $\geq 1,0$ mm bei 29,6 % der Patienten beobachtet.

4.2 Festlegung des Grenzwertes für die Asymmetrische Extensionslücke

Es gab keine statistisch signifikante Assoziation einer AEL $\geq 1,0$ mm mit dem WOMAC-Schmerzscore nach drei Monaten. Jedoch war ein Grenzwert von $\geq 1,5$ mm für die AEL mit statistisch signifikanten Unterschieden in den WOMAC-Schmerzscores assoziiert ($p=0,036$). Daher wurde dieser Wert für weitere Analysen zu Grunde gelegt. Mit ansteigender Größe der AEL fielen zunehmende Unterschiede der Gruppen in den WOMAC-Schmerzscores auf (vgl. Abb. 4).

Abb. 4



Boxplots der 3 Monats-WOMAC-Schmerzscores bei unterschiedlichen Grenzwerten für die AEL. Die Boxplots zeigen die unterschiedlichen WOMAC-Schmerzscores nach drei Monaten postoperativ bei drei unterschiedlichen Schwellenwerten für die AEL (=Gap: ≥ 1 mm, $\geq 1,5$ mm und 2 mm). Die Box repräsentiert jeweils den Interquartilsabstand und den Median, die Antennen geben die Ausreißer an.

4.3 Assoziation zwischen einer AEL mit dem WOMAC-Schmerzscore

Ergänzend wurde der Zusammenhang einer AEL $\geq 1,5$ mm in Bezug auf den WOMAC-Schmerzscore nach sechs, zwölf und 24 Monaten berechnet. Der Effekt war nach sechs Monaten noch signifikant ($p=0,044$), danach ebnete er jedoch ab (vgl. Tbl. 1).

Tbl. 1 WOMAC-Schmerzscore 3, 6, 12 und 24 Monaten nach TKR bei einer AEL von $\geq 1,5$ mm

Zeitpunkt	Mittelwert (SD; SEM) des WOMAC-Schmerzscores			
	Laterale AEL	Keine AEL	Mediale AEL	P-Wert
3 Monate	17,8 (17,6; 3,4)	23,1 (20,5; 1,4)	33,8 (17,0; 5,7)	0,036
6 Monate	14,4 (16,2; 3,2)	18,0 (19,3; 1,3)	26,4 (12,2; 3,9)	0,044
12 Monate	16,3 (16,9; 3,4)	16,6 (19,8; 1,4)	15,6 (15,2; 5,1)	0,924
24 Monate	11,5 (13,5; 3,0)	13,3 (18,1; 1,3)	20,2 (16,7; 5,6)	0,200

SD=Standarddeviation; SEM=Standardfehler

Bei Patienten mit einer lateralen AEL von $\geq 2,0$ mm war nach drei Monaten bereits ein ähnlich niedriges Schmerzniveau (12,8 (SD 11,1)) zu verzeichnen wie nach sechs, zwölf und 24 Monaten (vgl. Tbl. 2). Patienten mit einer medialen AEL $\geq 2,0$ mm wiesen hingegen direkt nach drei Monaten ein höheres Schmerzlevel (40,8 (SD 16,5)) auf und erreichten nach 24 Monaten im Vergleich kein so niedriges Niveau wie Patienten mit einer lateralen AEL (vgl. Tbl. 2).

Tbl. 2 WOMAC-Schmerzscore 3, 6, 12 und 24 Monaten nach TKR bei einer AEL von $\geq 2,0$ mm

Zeitpunkt	Mittelwert (SD; SEM) des WOMAC-Schmerzscores			
	Laterale AEL	Keine AEL	Mediale AEL	P-Wert
3 Monate	12,8 (11,1; 2,9)	22,5 (19,8; 1,4)	40,8 (16,5; 7,4)	0,007
6 Monate	8,4 (6,5; 1,7)	17,6 (18,5; 1,3)	28,8 (10,1; 4,5)	0,240
12 Monate	10,7 (7,2; 1,8)	15,6 (18,2; 1,3)	12,4 (10,8; 4,8)	0,902
24 Monate	10,5 (13,1; 3,4)	13,4 (17,9; 1,3)	17,6 (12,4; 5,6)	0,322

SD = Standardabweichung; SEM = Standardfehler

4.4 Multivariate Analyse

Um für Störvariablen zu adjustieren wurden multivariate Modelle mit der Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore zu den unterschiedlichen Follow-up-Erhebungen als abhängiger Variable berechnet. Der entsprechende F-Test, der eine Assoziation mit einer AEL $\geq 1,5$ mm anzeigte, war signifikant nach drei ($F=3,35$; $p=0,037$) und sechs Monaten ($F=3,66$; $p=0,027$), nicht aber mehr nach zwölf ($F=1,65$; $p=0,194$) und 24 Monaten ($F=1,42$, $p=0,244$).

Patienten mit einer lateralen AEL wiesen eine mittlere geschätzte adjustierte Verbesserung des 3 Monats-WOMAC-Schmerzscore von 39,9 Punkten (95% Konfidenzintervall (KI) 28,4-51,4) auf 46,9 Punkte (95% KI 35,2-58,6) nach 12 Monaten auf. Hingegen hatten Patienten mit einer medialen AEL eine mittlere geschätzte adjustierte Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore um 13,4 Punkte (95% KI -3,4 - 30,1) nach drei Monaten, um 19,9 (95% KI 3,4-36,3) nach sechs

Monaten und eine mittlere Verbesserung um 30 Punkte nach zwölf bzw. 24 Monaten erfahren (vgl. Tbl. 3).

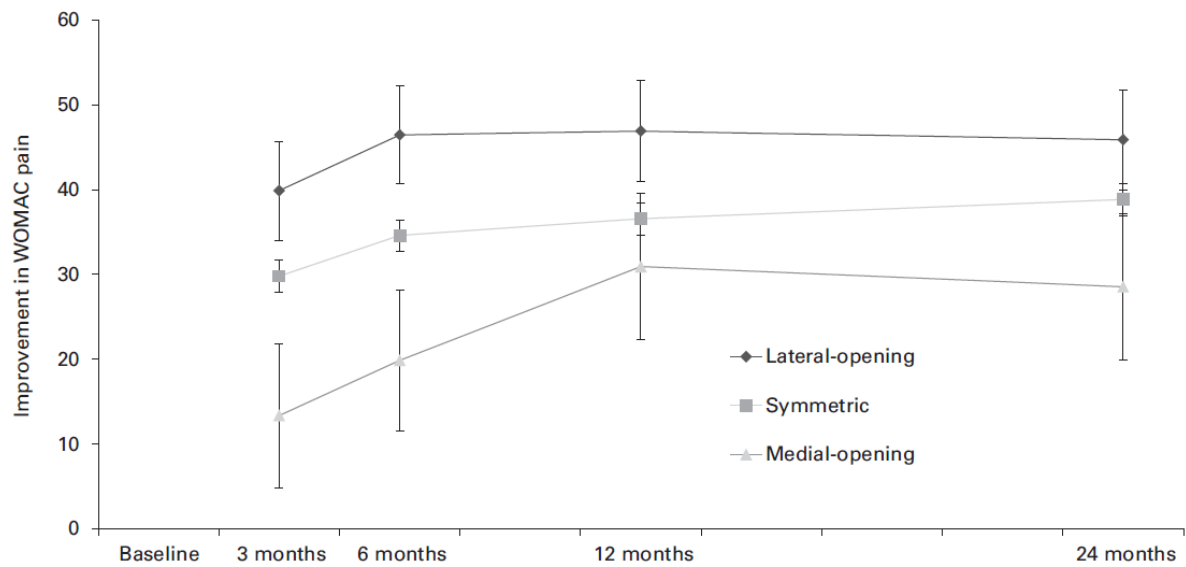
Tbl. 3 Adjustierte Schätzung des Effekts einer AEL von $\geq 1,5$ mm auf die Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore

Zeitpunkt/ AEL	Geschätzte mittlere Verbesserung im WOMAC-Schmerzscore (SEM; 95% KI)*
3 Monate	
Laterale AEL	39,9 (5,8; 3,4 bis 51,4)
Keine AEL	29,8 (1,9; 3,1 bis 33,5)
Mediale AEL	13,4 (8,5; -3,4 bis 30,1)
6 Monate	
Laterale AEL	46,9 (5,7; 35,2 bis 57,7)
Keine AEL	34,6 (1,8; 31,0 bis 38,2)
Mediale AEL	19,9 (8,3; 3,4 bis 36,3)
12 Monate	
Laterale AEL	46,9 (5,9; 35,2 bis 58,6)
Keine AEL	36,6 (1,9; 32,8 bis 40,3)
Mediale AEL	30,9 (8,6; 13,9 bis 47,9)
24 Monate	
Laterale AEL	45,7 (5,9; 34,2 bis 57,5)
Keine AEL	38,9 (1,9; 35,1 bis 42,6)
Mediale AEL	28,6 (8,6; 11,6 bis 45,5)

*adjustiert für Alter, Geschlecht und Anzahl an Komorbiditäten

Eine laterale AEL $\geq 1,5$ mm ging mit einer stärkeren Schmerzlinderung durch die Operation einher, welche bereits innerhalb von sechs Monaten das Niveau von zwei Jahren postoperativ aufwies. Patienten mit einer medialen AEL zeigten insgesamt eine geringere Verbesserung der Schmerzen, hier erfolgte die Schmerzlinderung noch bis zu zwölf Monate postoperativ (vgl. Abb. 5).

Abb. 5



Darstellung der adjustierten mittleren Schätzwerte für die Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore nach 3, 6, 12 und 24 Monaten in Abhängigkeit von einer AEL $\geq 1,5$ mm. Die Fehlerbalken geben den Standardfehler an.

5 DISKUSSION

Diese Arbeit demonstriert deutlich, dass eine asymmetrischen Extensionslücke (AEL) in postoperativen Routineaufnahmen häufig auffindbar ist und dass ein Schwellenwert bezüglich der Assoziation zu der Schmerzangabe nach drei Monaten, hier durch den WOMAC-Schmerzscore gemessen, bestimmt werden kann. Interessanterweise geht eine mediale AEL von $\geq 1,5$ mm mit größeren Schmerzen in den ersten drei bzw. sechs Monaten postoperativ einher, wohingegen Patienten mit einer lateralen AEL $\geq 1,5$ mm weniger Schmerzen beklagen und eine schnellere Beschwerdelinderung angeben.

Diese Studie weist einige Stärken auf. So ist dies die erste umfangreiche Analyse zur Häufigkeit und Bedeutung der Asymmetrischen Extensionslücke nach bikondylärem Kniegelenkersatz (TKR).

Da diese Untersuchung auf den Daten von drei Multicenterstudien unter Einschluss zweier Universitätskliniken basiert, ist eine hohe externe Validität gegeben. Durch die unterschiedlichen Standorte konnte im Vergleich zu einer Monocenterstudie nicht nur ein breiteres Spektrum an chirurgischer Erfahrung, sondern auch an unterschiedlichen Patientenkollektiven abgedeckt werden. Ebenso stimmen die anderen bislang veröffentlichten Ergebnisse dieser drei Multicenterstudien [51, 52, 53] mit denen vergleichbarer Untersuchungen überein [3, 14, 55]. Andere Studien beschrieben kleinere Populationen und führten deshalb zusätzliche Analysen, beispielsweise an Computertomographien [37] durch. Es muss jedoch bedacht werden, dass keine einzelne Studie eine vollständige externe Validität aufweisen kann, insbesondere da große Varianzen innerhalb und auch zwischen verschiedenen Ländern nachgewiesen wurde [3, 90]. Im Gegensatz zu vorangegangenen Studien zu femoralem kondylärem „lift-off“ mit einem stark selektierten Patientengut [22, 23, 37, 46, 85] wurden hier fortlaufend operierte Patienten untersucht, wodurch die externe Validität weiter erhöht wird.

Nicht zuletzt ist das hier beschriebene Verfahren leicht standardisierbar, reproduzierbar und mit geringem Aufwand und Kosten verbunden.

Die Ergebnisse dieser Studie müssen aber auch in Anwesenheit mehrerer Limitationen interpretiert werden. Zunächst waren beispielsweise die Röntgenbilder nicht speziell für diese Studie angefertigt worden. Es stellt sich daher die Frage, wie exakt die radiologischen Messungen für diese Analyse sind. Da die Distanzen nicht auf einem

analogen Röntgenbild, sondern ausgewählte Bildabschnitte auf einem vergrößerten digitalisierten Bildausschnitt vermessen wurden, konnten mögliche Messfehler auf Grund einer ungenauen Platzierung der Messpunkte minimiert werden. Ein weiterer potentieller Messfehler besteht in einer eventuellen Rotation des Beines während der Anfertigung der Röntgenaufnahme. Bei der durchschnittlichen Breite der tibialen Basisplatte von 58 mm hätte jedoch selbst ein Kalibrierungsfehler von 10% (5,8 mm) bei unserer Methodik nur einen Messfehler von 0,15 mm bei einer gemessenen AEL von 1,5 mm zu Folge. In den früheren Studien zum Lift-off hingegen wurde in den fluoroskopischen Aufnahmen [57] überwiegend von einem Messfehler incl. 50%-Sicherheitsfaktor von insgesamt 0,75 bis 1 mm ausgegangen [22, 23, 30, 37, 49, 80, 84]. Insofern scheint in der von uns verwendeten Methodik ein leichter Rotationsfehler keinen relevanten Einfluss auf das Ergebnis zu haben. Der in dieser Studie beobachtete Effekt ist auch größer, als das durch Messfehler bedingte Rauschen oder Unterschiede in der Bildanalyse teilnehmender Krankenhäuser.

Die Bereitschaft, die Fragebögen weiterhin auszufüllen, sank nach 24 Monaten auf 77%. Dies ist darauf zurück zu führen, dass die Teilnehmer bereits vier Fragebögen ausgefüllt hatten, als die 24-Monatserhebung anstand. Insofern konnten nicht mehr alle Patienten motiviert werden, den Fragebogen ein fünftes Mal zu beantworten. Es gab jedoch keine signifikante Verbindung zwischen Patienten, die den Fragebogen nicht beantworteten und ihren Ausgangssymptomen.

Man könnte diskutieren, ob der ausgewählte Zeitraum für die Follow-up Erhebungen aussagekräftig ist und ob das vollständige Ausmaß der AEL röntgenologisch auch noch nach 24 Monaten nachweisbar ist. Der in vielen anderen Studien untersuchte postoperative Verlauf liegt zwischen drei und 24 Monaten [3, 9, 14, 25, 28, 30, 34, 42, 55, 62, 79, 80], so dass dieser Zeitraum für die Erstuntersuchung dieses Zusammenhangs sinnvoll erscheint. Die Dehnung des Gewebes über einen längeren Zeitraum und bei gesteigerter Muskelkraft könnte möglicherweise zu einer kleineren AEL führen [47]. Das würde erklären, warum der Effekt nach zwölf Monaten langsam abebbt. Um diese Frage abschließend zu beantworten bedarf es zusätzlicher Untersuchungen über einen längeren Zeitraum.

Diese Studie lässt keine Aussage darüber zu, ob eine Bandlaxizität auf Seite der AEL, eine Kontraktur auf der Gegenseite oder ein Mischbild für den beobachteten Effekt ursächlich ist. Es ist außerdem unklar, inwieweit sich eine präoperative Varus- oder Valgusfehlstellung in Bezug auf die AEL auswirkt. Von einer Beeinflussung des

Outcomes ist laut Wyss et al. auszugehen [92]. Diese Annahme wird jedoch nicht durch die Ergebnisse einer Studie über 108 Patienten mit bilateralem Kniegelenkersatz zum Einfluss einer intraoperativ gemessenen Laxizität auf das Outcome ein Jahr postoperationem bestätigt [8]. Dort gab es keine signifikante Korrelation zwischen präoperativen Achsabweichungen und postoperativ auftretender Laxizität. In einer Studie zu Computer-navigiertem „gap balancing“ konnte ebenfalls kein signifikanter Unterschied in der Balancierung der Flexions- und Extensionsspalte bei präoperativ bestehender Varus- bzw. Valgusdeformität dargestellt werden [20]. Unabhängig vom Deformitätstyp oder –grad ließen sich hier bezüglich des Gelenkspalts und des Alignments gute postoperative Resultate verzeichnen. Es bedarf weiterer Studien, um die anderen, nicht gemessenen Faktoren, wie das Alignment der tibialen Komponente [32], das Prothesendesign [23], die Weichteilbilanzierung [22] oder die Rekonstruktion der Gelenklinie [32], die jeweils mit einem möglichen ungleichmäßigen Gelenkspalt einhergehen und in dieser Studie nicht gemessen wurden, zu untersuchen.

Diese Studie zeigt, dass ein lateral aufklappender Extensionsspalt nach Kniegelenkersatz mit weniger Schmerzen assoziiert ist, als ein medial aufklappender. Dieser Zusammenhang war primär nicht erwartet worden. Daher wurde eine umfangreiche Literaturanalyse durchgeführt. Es konnten einige Literaturstellen identifiziert werden, welche ähnliche Ergebnisse zu Tage brachten.

So bevorzugten in einer Studie nach bilateralem Oberflächenersatz die teilnehmenden Patienten subjektiv das Knie, in dem im Vergleich zur Gegenseite eine leichte Laxizität bestand [48].

Eine leichte Laxizität scheint also für die Patienten von Vorteil zu sein. Doch es stellt sich die Frage, welcher Wert in Millimetern einer leichten Laxizität entspricht.

In der vorliegenden Studie konnte ein Schwellenwert für die AEL identifiziert werden, welcher mit Schmerzen zur 3-Monate Follow-up-Erhebung assoziiert ist. Diese Beobachtung ist kompatibel mit Ergebnissen anderer Untersuchungen, wie der von Edwards et al., welche den Effekt einer postoperativer Kollateralbandlaxizität nach Kniegelenkersatz beschrieben. Diese ergab, dass eine moderate Laxizität häufiger zu exzellenten Ergebnissen führte wie auch mit geringeren Schmerzen assoziiert war als keine oder nur leichte Laxizität.[24]. Die Untersuchung eines möglichen Unterschiedes zwischen medialer zu lateraler Laxizität erfolgte jedoch nicht. Auch

verwendete er nicht den sensitiven WOMAC-Schmerzscore, sondern den Hospital for Special Surgery Score [72].

Auch Kelly und Matsuda et al. sind der Ansicht, dass eine leichte Laxizität nach Kniegelenkersatz toleriert werden kann und sich positiv auf das postoperative Ergebnis auswirkt [41, 59].

Interessanterweise kamen Aunan et al. zu dem Schluss, dass ein medial öffnender Extensionsspalt von mehr als 2 mm bei Knieprothesen, die in Neutral- oder leichter Valgusstellung implantiert wurden, vermieden werden sollte, während eine leichte laterale Laxizität toleriert werden kann [8]. Insofern stimmen ihre Ergebnisse sehr gut mit den Ergebnissen dieser Studie überein.

Es stellt sich die Frage, warum laterale Extensionsspalte mit weniger Schmerzen assoziiert sind.

Laut einigen Autoren ist ein lateral öffnender Spalt physiologisch. Die Studie von Okazaki et al., die die Röntgenbilder von 50 nicht-operierten Knien untersuchten, ergab, dass die laterale Aufklappbarkeit im Vergleich signifikant größer war als eine mediale Aufklappbarkeit, sowohl in Streckung als in Beugung [65]. Die Autoren schlossen daraus, dass eine laterale Laxizität für die physiologische Drehbeweglichkeit notwendig sei. Im unoperierten Knie könne die Laxität laut Okazaki wohl durch die dynamische Stabilisierung des Tractus iliotibialis ausgeglichen werden. Diese Ansicht, dass in Extensionsstellung der Tractus iliotibialis eine stabilisierende Wirkung entfalte, wird von Kanamiya et al. geteilt [40].

Nowakowski et al. berichteten in einer Studie mit zehn Knieprothesen in vitro unter Verwendung des standardisierten parapatellaren Zugangs mit Patellaeversion, dass laterale Extensionsspalte ein größeres Ausmaß hatten als mediale und dass bereits naturgegeben ein asymmetrischer Extensions- wie auch Flexionsspalt vorlag [63].

Crottet et al. untersuchten in einer Kadaverstudie den postoperativen Einfluss von Varus-/Valgusstress, axialer Belastung, einer Patellaeversion und eines Kollateralbandreleases nach TKR. Sie kamen zu dem Schluss, dass eine laterale Imbalance physiologischerweise häufiger auftritt [19].

Andere Autoren äußerten sich dahin gehend, dass eine leichte Laxizität nach Gelenkersatz bei präoperativen Varusdeformitäten tolerabel sei, da sie im Verlauf lateral eine Straffung der Weichteile erwarteten, wodurch diese ausgeglichen würde [41].

In einer Studie mit sechs Kadaverknien ohne Arthrose-bedingte Veränderungen zeigten sich unterschiedliche Spannungsverhältnisse in den Kollateralbändern vor und nach Implantation einer Knieendoprothese [21]. Medial bestand hier bei zunehmender Flexion eine deutlich höhere Spannung während sich das laterale Kollateralband nur geringfügig dehnte. Nach Implantation nahm die Spannung medial deutlich ab, wohingegen sie lateral geringfügig anstieg. Dies zeigt die unterschiedlichen biomechanischen Verhältnisse des operierten im Gegensatz zum physiologischen Knie. Es ist denkbar, dass eine höhere Spannung des medialen Kollateralbandes mit Schmerzen einhergeht. Das wäre eine Erklärung dafür, dass eine mediale AEL in höheren Werten des WOMAC-Schmerzscore resultiert.

Insgesamt stützen die genannten Untersuchungen die These, dass eine laterale Laxizität anscheinend kompensiert werden kann und deshalb in moderatem Ausmaß tolerabel ist.

Einige Studien hatten aber gegensätzliche Ergebnisse. So beschrieben Romero et al., dass eine laterale Laxizität in Flexion nach TKR mit einem schlechteren Outcome im WOMAC assoziiert sei [75]. Allerdings handelte es sich lediglich um eine kleine Kohorte von 18 Patienten, wodurch die externe Validität gemindert ist.

Okamoto et al. untersuchten Patienten ein Jahr postoperationem auf Beugekontrakturen [64]. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass ein medialer Extensionsspalt von ≥ 1 mm notwendig ist, um eine Beugekontraktur und die damit möglicherweise resultierenden Schmerzen, die durch den einseitig erhöhten Muskelzug ausgelöst werden können, zu verhindern. Allerdings war die Studie auf Patienten mit Varusgonarthrosen beschränkt. Es ist anzunehmen, dass die durch die Arthrose veränderten medialen Weichteilstrukturen das Ergebnis beeinflusst haben. Auch wenn Okamoto et al. dem medialen Gelenkspalt eine andere Rolle zusprechen als es die vorliegenden Ergebnisse nahe legen, bestätigen sie doch die Annahme, dass ein asymmetrischer Extensionsspalt ein prognostischer Indikator für das postoperative Ergebnis ist.

Eine asymmetrische Extensionslücke ist in Routineröntgenaufnahmen häufig auffindbar, je nach Schwellenwert bis zu 57 %. Während eine mediale AEL $\geq 1,5$ mm mit höheren Werten im 3 Monate-WOMAC-Schmerzscore assoziiert ist, welche zudem auch nur langsam abnehmen, sinkt bei einer lateralen AEL $\geq 1,5$ mm das Schmerzniveau bereits nach drei Monaten auf ein dann gleich bleibendes Niveau,

welches außerdem deutlich unter dem der medialen AEL liegt. Diese Ergebnisse sind kompatibel mit der Analyse einer ausführlichen Literaturrecherche, in der bei leichter lateraler Imbalance weniger Beschwerden geäußert werden. Somit scheint eine geringe laterale AEL tolerabel, eine mediale AEL sollte hingegen vermieden werden. Die Ursache für die Asymmetrie des Extensionsspalts wurde nicht untersucht. Hierzu bedarf es weiterer Studien.

6 ZUSAMMENFASSUNG

Einleitung: Bei fortgeschrittenem Verschleiß des Kniegelenks hat sich der totale endoprothetische Ersatz des Kniegelenks (TKR) als Standardverfahren etabliert. Trotz der sehr guten Ergebnisse in der Endoprothetik ist ein nicht zu unterschätzender Anteil der Patienten unzufrieden mit dem postoperativen Ergebnis. Obwohl diesbezüglich diverse Faktoren diskutiert wurden, ist die Ursache hierfür nicht immer klar zu ermitteln. Grundlage der Studie war daher die Idee, routinemäßig erstellte postoperative Röntgenbilder auf die Häufigkeit und das Ausmaß der dort leicht zu beobachtenden asymmetrischen Extensionslücke (AEL) zu untersuchen und deren Assoziation mit den berichteten Schmerzen nach Knieendoprothetik zu analysieren.

Methodik: Für diese Studie wurden prospektiv erhobene Daten aus drei Multicenterstudien zu unterschiedlichen Behandlungsstrategien nach TKR herangezogen. Es wurden die postoperativen Röntgenbilder von 277 konsekutiven Patienten digitalisiert. Die Aufnahmen wurden an Hand bekannter Abmessungen der Implantate kalibriert. Der Abstand zwischen der tibialen und femoralen Komponente wurde sowohl medial als auch lateral bestimmt und die Differenz als asymmetrische Extensionslücke definiert. Zur Identifizierung eines klinisch relevanten Grenzwertes für die AEL wurde der WOMAC-Schmerzscore drei Monate postoperativ herangezogen. Die so definierten Gruppen wurden genutzt, um die Assoziation zur WOMAC-Schmerzskala bis zu 24 Monate postoperationem zu bestimmen.

Ergebnisse und Schlussfolgerungen: Es konnte eine hohe Anzahl an AEL nach Gelenkersatz identifiziert ($AEL \geq 1,0$ mm bei 29,6 % der Patienten) und ein signifikanter Schwellenwert von $\geq 1,5$ mm hinsichtlich der Assoziation mit postoperativ berichteten Schmerzen ermittelt werden. Mit zunehmender AEL fielen höhere Werte im WOMAC-Schmerzscore auf. Eine mediale AEL $\geq 1,5$ mm ging mit größeren Schmerzen, eine laterale AEL $\geq 1,5$ mm mit weniger Schmerzen im Vergleich zu Patienten ohne AEL nach drei Monaten ($p=0,036$) und sechs Monaten ($p=0,044$) einher. Nach zwölf und 24 Monaten war der Effekt nicht mehr signifikant. Somit scheint eine laterale AEL tolerabel, während eine mediale AEL vermieden werden sollte. Die ausschlaggebende Ursache für eine asymmetrische Extensionslücke ist bislang nicht abschließend geklärt. Hierzu, wie auch zur Beobachtung über einen noch längeren Zeitraum, bedarf es weiterer Untersuchungen.

7 LITERATURVERZEICHNIS

1. Abdel MP, S Oussedik, S Parratte, S Lustig, FS Haddad (2014): Coronal alignment in total knee replacement: historical review, contemporary analysis, and future direction. *Bone Joint J.* 96-B; 857-862.
2. Abramoff MD, PJ Magelhaes, SJ Ram (2004): Image Processing with ImageJ. *Biophotonics International.* 11; 36-42.
3. Ackerman IN, PA Dieppe, LM March, EM Roos, AK Nilsson, GC Brown, KE Sloan, RH Osborne (2009): Variation in age and physical status prior to total knee and hip replacement surgery: a comparison of centers in Australia and Europe. *Arthritis and Rheumatism.* 61; 166-173.
4. Aglietti P, A Baldini (2005): Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie. Totalprothesen des Kniegelenks: Allgemeine Prinzipien. In: Duparc J, P Aichroth (Hrsg.), *Oberschenkel und Knie.* S. 247-257. Elsevier GmbH, München.
5. Aichroth P (2005): Totalprothesen des Kniegelenks: Dorsal stabilisiert mit Opferung des Kreuzbandes. In: Duparc J, P Aichroth (Hrsg.), *Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie. Oberschenkel und Knie.* S. 259-268. Elsevier GmbH, München.
6. Australian Orthopaedic Association National Joint Replacement Registry (2013): *Hip and knee arthroplasty. Annual report.* AOA, Adelaide.
7. Aunan E, T Kibsgard, J Clarke-Jenssen, SM Rohrl (2012): A new method to measure ligament balancing in total knee arthroplasty: laxity measurements in 100 knees. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery.* 132; 1173-1181.
8. Aunan E, TJ Kibsgard, LM Diep, SM Rohrl (2015): Intraoperative ligament laxity influences functional outcome 1 year after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 23; 1684-1692.
9. Bailey O, K Ferguson, E Crawford, P James, PA May, S Brown, M Blyth, WJ Leach (2015): No clinical difference between fixed- and mobile-bearing cruciate-retaining total knee arthroplasty: a prospective randomized study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 23; 1653-1659.
10. Bargren JH, JD Blaha, MA Freeman (1983): Alignment in total knee arthroplasty. Correlated biomechanical and clinical observations. *Clinical Orthopaedics and Related Research.* 178-183.

11. Bellamy N, WW Buchanan, CH Goldsmith, J Campbell, LW Stitt (1988): Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *Journal of Rheumatology*. 15; 1833-1840.
12. Bellemans J, F Robijns, J Duerinckx, S Banks, H Vandenuecker (2005): The influence of tibial slope on maximal flexion after total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 13; 193-196.
13. Bourne RB, BM Chesworth, AM Davis, NN Mahomed, KD Charron (2010): Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 468; 57-63.
14. Brander VA, SD Stulberg, AD Adams, RN Harden, S Bruehl, SP Stanos, T Houle (2003): Predicting total knee replacement pain: a prospective, observational study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 27-36.
15. Bull AMJ, A Amis (2005): Biomechanik. In: Kohn D, CJ Wirth, L Zichner (Hrsg.), *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Knie* S. 35-52. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
16. BundesverbandMedizinrechnologie eV. (10.07.2014): Endoprothetik- Eine Erfolgsgeschichte auch in Deutschland. Available at: <http://www.bvmed.de/de/technologien/bewegungsapparat/endoprothetik-eine-erfolgsgeschichte-auch-in-deutschland>. Accessed 15.01.2015.
17. Cates HE, RD Komistek, MR Mahfouz, MA Schmidt, M Anderle (2008): In vivo comparison of knee kinematics for subjects having either a posterior stabilized or cruciate retaining high-flexion total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 23; 1057-1067.
18. Claus A, HP Scharf (2007): "Ligament balancing" bei Varusgonarthrose. *Der Orthopäde*. 36; 643-649.
19. Crottet D, J Kowal, SA Sarfert, T Maeder, H Bleuler, LP Nolte, L Durselen (2007): Ligament balancing in TKA: evaluation of a force-sensing device and the influence of patellar eversion and ligament release. *Journal of Biomechanics*. 40; 1709-1715.
20. Debieux P, JR de Oliveira, CE Franciozi, MS Kubota, G Granata, Jr., MV Luzo (2014): Extension and flexion gap balancing and its correlation with alignment in navigated total knee arthroplasty. *Orthopedics*. 37; 685-691.

21. Delport H, L Labey, R De Corte, B Innocenti, J Vander Sloten, J Bellemans (2013): Collateral ligament strains during knee joint laxity evaluation before and after TKA. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 28; 777-782.
22. Dennis DA, RD Komistek, RH Kim, A Sharma (2010): Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 468; 102-107.
23. Dennis DA, RD Komistek, SA Walker, EJ Cheal, JB Stiehl (2001): Femoral condylar lift-off in vivo in total knee arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 83; 33-39.
24. Edwards E, J Miller, KH Chan (1988): The effect of postoperative collateral ligament laxity in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 236; 44-51.
25. Ethgen O, O Bruyere, F Richy, C Dardennes, JY Reginster (2004): Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty. A qualitative and systematic review of the literature. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 86-a; 963-974.
26. Fehring TK, S Odum, WL Griffin, JB Mason, M Nadaud (2001): Early failures in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 315-318.
27. Fehring TK, AL Valadie (1994): Knee instability after total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 157-162.
28. Ferguson KB, O Bailey, I Anthony, PJ James, IG Stother, JGB M (2014): A prospective randomised study comparing rotating platform and fixed bearing total knee arthroplasty in a cruciate substituting design-outcomes at two year follow-up. *Knee*. 21; 151-155.
29. Flören M, H Reichel (2011): Implantate. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 57-72. Springer Verlag, Heidelberg.
30. Gamada K, N Jayasekera, F Kashif, P Fennema, H Schmotzer, SA Banks (2008): Does ligament balancing technique affect kinematics in rotating platform, PCL retaining knee arthroplasties? A prospective randomized study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 16; 160-166.
31. Gluck T (1891): Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defecten höherer Gewebe. *Langenbecks Archiv für klinische Chirurgie 1891*. 41; 187-239.

32. Graichen H, M Strauch, T Katzhammer, L Zichner, R von Eisenhart-Rothe (2007): Ligamentäre Instabilität bei Knie-TEP – Ursachenanalyse. *Der Orthopäde*. 36; 650-656.
33. Hassenpflug J, TR Liebs (2014): Register als Werkzeug für mehr Endoprothesensicherheit. Erfahrungen aus anderen Ländern und dem Aufbau des Endoprothesenregisters Deutschland. *Bundesgesundheitsblatt Gesundheitsforschung Gesundheitsschutz*. 57; 1376-1383.
34. Henricson A, L Linder, KG Nilsson (2008): A trabecular metal tibial component in total knee replacement in patients younger than 60 years: a two-year radiostereophotogrammetric analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 90; 1585-1593.
35. Hofmann S, G Seitlinger, O Djahani, M Pietsch (2011): The painful knee after TKA: a diagnostic algorithm for failure analysis. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 19; 1442-1452.
36. Hutten D, P Wodecki (2005): Knie totalprothesen mit Erhalt des hinteren Kreuzbandes. In: Duparc J, P Aichroth (Hrsg.), *Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie. Oberschenkel und Knie* S. 269-288. Elsevier GmbH, München.
37. Insall JN, GR Scuderi, RD Komistek, K Math, DA Dennis, DT Anderson (2002): Correlation between condylar lift-off and femoral component alignment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 143-152.
38. Jonckheere AR (1954): A test of significance for the relation between m rankings and k ranked categories. *British Journal of Mathematical and Statistical Psychology*. 7; 93-100.
39. Kalisvaart MM, MW Pagnano, RT Trousdale, MJ Stuart, AD Hanssen (2012): Randomized clinical trial of rotating-platform and fixed-bearing total knee arthroplasty: no clinically detectable differences at five years. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 94; 481-489.
40. Kanamiya T, LA Whiteside, T Nakamura, WM Mihalko, J Steiger, M Naito (2002): Ranawat Award paper. Effect of selective lateral ligament release on stability in knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 24-31.
41. Kelly MA (2001): Ligament instability in total knee arthroplasty. *Instructional Course Lectures*. 50; 399-401.

42. Klit J (2014): Results of total joint arthroplasty and joint preserving surgery in younger patients evaluated by alternative outcome measures. *Danish Medical Journal*. 61; B4836.
43. Kohn D, T Pohlemann, E Fritsch (2010): Orthopädische Eingriffe an den Extremitäten und am Becken. Bikondyläre Prothese und Totalprothese. In: Kohn D, T Pohlemann (Hrsg.), *Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung*. S. 109-114. Springer Verlag, Berlin Heidelberg.
44. Kohn D, T Pohlemann, E Fritsch (2010): Orthopädische Eingriffe an den Extremitäten und am Becken. Monokondyläre Knieprothese. In: Kohn D, T Pohlemann (Hrsg.), *Operationsatlas für die orthopädisch-unfallchirurgische Weiterbildung*. S. 115-119. Springer Verlag, Berlin Heidelberg.
45. Komistek RD, DA Dennis, JA Mabe, SA Walker (2000): An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 15; 29-36.
46. Komistek RD, RD Scott, DA Dennis, D Yasgur, DT Anderson, ME Hajner (2002): In vivo comparison of femorotibial contact positions for press-fit posterior stabilized and posterior cruciate-retaining total knee arthroplasties. *Journal of Arthroplasty*. 17; 209-216.
47. Krackow KA (2003): Instability in total knee arthroplasty: loose as a goose. *Journal of Arthroplasty*. 18; 45-47.
48. Kuster MS, B Bitschnau, T Votruba (2004): Influence of collateral ligament laxity on patient satisfaction after total knee arthroplasty: a comparative bilateral study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 124; 415-417.
49. Lee DS, EK Song, JK Seon, SJ Park (2011): Effect of balanced gap total knee arthroplasty on intraoperative laxities and femoral component rotation. *Journal of Arthroplasty*. 26; 699-704.
50. Liebs TR (2013): Einflussfaktoren auf die gesundheitsbezogene Lebensqualität nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks. Med. Habil., Kiel.
51. Liebs TR, W Herzberg, AM Roth-Kroeger, W Rüther, J Hassenpflug (2011): Women recover faster than men after standard knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 469; 2855-2865.

52. Liebs TR, W Herzberg, W Rüther, J Haasters, M Russlies, J Hassenpflug (2010): Ergometer cycling after hip or knee replacement surgery: a randomized controlled trial. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 92; 814-822.
53. Liebs TR, W Herzberg, W Rüther, J Haasters, M Russlies, J Hassenpflug (2012): Multicenter randomized controlled trial comparing early versus late aquatic therapy after total hip or knee arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 93; 192-199.
54. Lombardi AV, Jr., CC Berasi, KR Berend (2007): Evolution of tibial fixation in total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 22; 25-29.
55. MacDonald SJ, KD Charron, RB Bourne, DD Naudie, RW McCalden, CH Rorabeck (2008): The John Insall Award: gender-specific total knee replacement: prospectively collected clinical outcomes. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 466; 2612-2616.
56. Madry H (2005): Arthrose. Operative und rekonstruktive Behandlung. In: Kohn D, CJ Wirth, L Zichner (Hrsg.), *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Knie*. S. 367-379. Georg Thieme Verlag Stuttgart.
57. Mahfouz MR, WA Hoff, RD Komistek, DA Dennis (2003): A robust method for registration of three-dimensional knee implant models to two-dimensional fluoroscopy images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 22; 1561-1574.
58. Manjunath KS, KG Gopalakrishna, G Vineeth (2015): Evaluation of alignment in total knee arthroplasty: a prospective study. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*.
59. Matsuda Y, Y Ishii, H Noguchi, R Ishii (2005): Varus-valgus balance and range of movement after total knee arthroplasty. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 87; 804-808.
60. Mettelsiefen J, S Kirschner, J Lützner, K-P Günther (2011): Entwicklung der Knieendoprothetik, Indikation und sozioökonomische Gesichtspunkte. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 47-55. Springer Verlag, Heidelberg.
61. Mittelmeier W, R Souffrant, D Kluess, P Bergschmidt, R Bader (2011): Biomechanik des endoprothetisch versorgten Kniegelenks. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 73-84. Springer Verlag, Heidelberg.
62. Mont MA, FK Serna, KA Krackow, DS Hungerford (1996): Exploration of radiographically normal total knee replacements for unexplained pain. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 216-220.

63. Nowakowski AM, M Majewski, M Müller-Gerbl, V Valderrabano (2012): Measurement of knee joint gaps without bone resection: "physiologic" extension and flexion gaps in total knee arthroplasty are asymmetric and unequal and anterior and posterior cruciate ligament resections produce different gap changes. *Journal of Orthopaedic Research*. 30; 522-527.
64. Okamoto S, K Okazaki, H Mitsuyasu, S Matsuda, H Mizu-Uchi, S Hamai, Y Tashiro, Y Iwamoto (2014): Extension gap needs more than 1-mm laxity after implantation to avoid post-operative flexion contracture in total knee arthroplasty. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 22; 3174-3180.
65. Okazaki K, H Miura, S Matsuda, N Takeuchi, T Mawatari, M Hashizume, Y Iwamoto (2006): Asymmetry of mediolateral laxity of the normal knee. *Journal of Orthopaedic Science*. 11; 264-266.
66. Pap G, I Meinecke (2011): Ätiologie und Pathogenese der Gonarthrose. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 33-46. Springer Verlag, Heidelberg.
67. Pape D, D Kohn (2007): Weichteilbalanzierung bei Valgusgonarthrose. *Der Orthopäde*. 36; 657-658, 660-656.
68. Parratte S, MW Pagnano, RT Trousdale, DJ Berry (2010): Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 92; 2143-2149.
69. Pietsch M, S Hofmann (2011): Intra- und postoperative Komplikationen. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 195-211. Springer Verlag, Heidelberg.
70. Polyzoides AJ (2005): Rotierende Knieprothesen. In: Duparc J, P Aichroth (Hrsg.), *Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie. Oberschenkel und Knie*. S. 289-293. Elsevier GmbH, München.
71. Ranawat AS, CS Ranawat, M Elkus, VJ Rasquinha, R Rossi, S Babhulkar (2005): Total knee arthroplasty for severe valgus deformity. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 87 Suppl 1; 271-284.
72. Ranawat CS, J Insall, J Shine (1976): Duo-condylar knee arthroplasty: hospital for special surgery design. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 76-82.

73. Reichel H (2005): Arthrose. Alloarthroplastik. In: Kohn D, CJ Wirth, L Zichner (Hrsg.), *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Knie*. S. 409-434. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
74. Röhrig H (2011): Operation der Kniegelenksendoprothese. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 127-141. Springer Verlag, Heidelberg.
75. Romero J, T Stähelin, C Binkert, C Pfirrmann, J Hodler, O Kessler (2007): The clinical consequences of flexion gap asymmetry in total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 22; 235-240.
76. Romero J, T Stähelin, T Wyss, S Hofmann (2003): Die Bedeutung der axialen Rotationsausrichtung der Knieprothesenkomponenten. *Der Orthopäde*. 32; 461-468.
77. Rössler H, W Rüther (2005): *Orthopädie und Unfallchirurgie. Krankheiten der Gelenke: Arthrose*. Elsevier GmbH, München.
78. Scharf HP (2005): Arthrose. In: Kohn D, CJ Wirth, L Zichner (Hrsg.), *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Knie*. S. 359-367. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
79. Scott CE, CR Howie, D MacDonald, LC Biant (2010): Predicting dissatisfaction following total knee replacement: a prospective study of 1217 patients. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 92; 1253-1258.
80. Scuderi GR, RD Komistek, DA Dennis, JN Insall (2003): The impact of femoral component rotational alignment on condylar lift-off. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 148-154.
81. Singh JA, MM O'Byrne, RC Colligan, DG Lewallen (2010): Pessimistic explanatory style: a psychological risk factor for poor pain and functional outcomes two years after knee replacement. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 92; 799-806.
82. Sparmann M, B Wolke, H Czupalla, D Banzer, A Zink (2003): Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 85; 830-835.
83. Stiehl JB, DA Dennis, RD Komistek, HS Crane (1999): In vivo determination of condylar lift-off and screw-home in a mobile-bearing total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*. 14; 293-299.

84. Stiehl JB, RD Komistek, DA Dennis (1999): Detrimental kinematics of a flat on flat total condylar knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 139-148.
85. Stiehl JB, RD Komistek, B Haas, DA Dennis (2001): Frontal plane kinematics after mobile-bearing total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 56-61.
86. Stoltze K-D (2005): Segmentorthesen und Orthesenbandagen für instabile Körpersegmente. Kniegelenksschädigungen. In: Hohmann D, R Uhlig (Hrsg.), *Orthopädische Technik*. S. 456-472. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
87. Stucki G, D Meier, S Stucki, BA Michel, AG Tyndall, W Dick, R Theiler (1996): Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities) Arthrose-Index. *Zeitschrift für Rheumatologie*. 55; 40-49.
88. Tillmann B (1998): Untere Extremität. Knie, Genu. In: Leonhardt H, B Tillmann, G Töndury, K Zilles (Hrsg.), *Anatomie des Menschen. Lehrbuch und Atlas. Rauber/Kopsch Band I*. S. 546-571. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
89. Tillmann B, W Petersen (2005): Funktionelle Anatomie. In: Kohn D, CJ Wirth, L Zichner (Hrsg.), *Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Knie*. S. 3-34. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
90. van Saase JL, LK van Romunde, A Cats, JP Vandenbroucke, HA Valkenburg (1989): Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 48; 271-280.
91. Walker PS, C Ranawat, J Insall (1976): Fixation of the tibial components of condylar replacement knee prostheses. *Journal of Biomechanics*. 9; 269-275.
92. Wyss T, AJ Schuster, B Christen, U Wehrli (2008): Tension controlled ligament balanced total knee arthroplasty: 5-year results of a soft tissue orientated surgical technique. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. 128; 129-135.

8 ANHANG

8.1 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1 Designunterschiede von Oberflächenendoprothesen mit schematisierter Darstellung der Polyethylenbelastung. Aus: Flören M, H Reichel (2011): Implantate. In: Wirtz DC (Hrsg.), *AE-Manual der Endoprothetik. Knie*. S. 61. Springer, Heidelberg.
- Abb. 2 Referenzlinien für die Rotation der Femurkomponente. Modifiziert nach: Dennis DA, RD Komistek, RH Kim, A Sharma. Gap balancing versus measured resection technique for total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2010;468:103.
- Abb. 3 Screenshot eines a.-p. Röntgenbildes nach Versorgung mit einer bikondylären Knieprothese in Image J.
- Abb. 4 Boxplots des 3 Monats-WOMAC-Schmerzscore bei drei unterschiedlichen Grenzwerten für die AEL (≥ 1 mm, $\geq 1,5$ mm und ≥ 2 mm).
- Abb. 5 Darstellung der adjustierten mittleren Schätzwerte für die Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore nach 3, 6, 12 und 24 Monaten in Abhängigkeit von einer AEL $\geq 1,5$ mm.

8.2 Tabellenverzeichnis

- Tbl. 1 WOMAC-Schmerzscore nach 3, 6, 12 und 24 Monaten nach Kniegelenkersatz bei einer AEL von $\geq 1,5$ mm
- Tbl. 2 WOMAC-Schmerzscore nach 3, 6, 12 und 24 Monaten nach Kniegelenkersatz bei einer AEL von $\geq 2,0$ mm
- Tbl. 3 Angepasste Schätzung für den Effekt einer AEL von $\geq 1,5$ mm auf die Verbesserung des WOMAC-Schmerzscore

8.3 WOMAC-Arthrose Index

Wir bitten Sie, die folgenden Fragen nach dem **nachstehenden Muster** zu beantworten. Schreiben Sie ein **"X"** in das zutreffende Kästchen.

BITTE BEACHTEN SIE:

Wenn Sie das **"X"** am linken Ende der Skala setzen, zum Beispiel

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...dann bedeutet das, dass Sie **keine** Schmerzen haben.

Wenn Sie das **"X"** am rechten Ende der Skala setzen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...dann bedeutet das, dass Sie **extreme** Schmerzen haben.

Bitte geben Sie nach diesem Muster die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihrer Steifigkeit oder Behinderung an.

Je weiter *rechts* Sie das "X" ankreuzen, umso *mehr* Schmerzen haben Sie.

Je weiter *links* Sie das "X" ankreuzen, umso *weniger* Schmerzen haben Sie.

SCHMERZFRAGEN

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie in Ihrem „**Kniegelenk**“ haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie starke Schmerzen haben Sie beim...

...Gehen auf ebenem Boden

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Treppen hinauf- oder hinuntersteigen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Nachts im Bett

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 extreme Schmerzen

...Sitzen oder liegen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schmerzen

...Aufrecht stehen

keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schmerzen

FRAGEN ZUR STEIFIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Steifigkeit (nicht die Schmerzen) in Ihrem „**Kniegelenk**“. Steifigkeit ist ein Gefühl von Einschränkung oder Langsamkeit in der Beweglichkeit, wenn Sie Ihre Gelenke bewegen. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Steifigkeit an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie stark ist die Steifigkeit gerade nach dem Erwachen am Morgen?

keine Steifigkeit

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Steifigkeit

Wie stark ist Ihre Steifigkeit nach Sitzen, Liegen oder Ausruhen im späteren Verlauf des Tages?

keine Steifigkeit

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Steifigkeit

FRAGEN ZUR KÖRPERLICHEN TÄTIGKEIT

Die folgenden Fragen beziehen sich auf Ihre körperliche Tätigkeit. Damit ist Ihre Fähigkeit gemeint, sich im Alltag zu bewegen und sich um sich selbst zu kümmern. Bitte geben Sie für jede der folgenden Aktivitäten den Schwierigkeitsgrad an, den Sie in den letzten 2 Tagen wegen Beschwerden in Ihrem „Kniegelenk“ gespürt haben (Bitte kreuzen Sie die zutreffenden Kästchen an).

Wie groß sind Ihre Schwierigkeiten beim...

...Treppen hinuntersteigen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Treppen hinaufsteigen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Aufstehen vom Sitzen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Stehen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Sich zum Boden bücken

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Gehen auf ebenem Boden

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Einsteigen ins Auto / Aussteigen aus dem Auto

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Einkaufen gehen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Socken / Strümpfe anziehen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Aufstehen vom Bett

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Socken / Strümpfe ausziehen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Liegen im Bett

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Ins Bad / aus dem Bad steigen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Sitzen

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Sich auf die Toilette setzen / Aufstehen von der Toilette

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Anstrengende Hausarbeiten

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

...Leichte Hausarbeiten

keine Schwierigkeiten

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

extreme Schwierigkeiten

9 DANKSAGUNG

Mein besonderer Dank gilt PD Dr. med. Thoralf Liebs für die Überlassung des Dissertationsthemas und die uneingeschränkte Unterstützung in ihrer Durchführung, den konstruktiven Diskussionen sowie der statistischen Darstellung. Des Weiteren danke ich herzlich Herrn Prof. Dr. med. J. Hassenpflug und Herrn Prof. Dr. med. A. Seekamp, ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Ich danke meiner Familie und meinen Freunden, die mich während des gesamten Schaffensprozesses unterstützten.

Außerdem danke ich der Studienassistentin Frau Martina Eitel für ihre unendliche Mühe beim Kontakt mit den Studienteilnehmern und dem Einscannen der Röntgenbilder, wie auch Herrn Dipl. Inform. J. Hedderich vom Institut für Medizinische Informatik und Statistik des Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel für das geduldige Erklären der komplexen statistischen Sachverhalte.

Nicht zuletzt gilt mein Dank allen teilnehmenden Patienten, da diese Arbeit durch sie erst möglich wurde.

Die Daten dieser Studie wurden durch folgende Institutionen erbracht:

Orthopädie des Universitätsklinikums Schleswig-Holstein, Kiel und Lübeck

Klinikum Wedel

Asklepios Westklinikum Hamburg

Ostseeklinik Damp

Klinikum Bad Bramstedt

Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf

Folgende Institutionen haben die Datenerhebung unterstützt:

Verein zur Förderung der Erforschung und Bekämpfung rheumatischer Erkrankungen
Bad Bramstedt e.V.

Verein zur Förderung der Rehabilitationsforschung in Schleswig-Holstein e.V.

Landesversicherungsanstalt Freie und Hansestadt Hamburg

Deutsche Arthrose-Hilfe e.V.

10 AKADEMISCHER LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Sarah-Ann Kloos

Geboren am 25. Februar 1983 in Frankfurt/Main

Berufliche Ausbildung

Seit Juli 2015 Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Sportmedizin, Diakonissenkrankenhaus Flensburg

Ab Januar 2015 Weiterbildung in der Zusatzbezeichnung Notfallmedizin

01.12.2012 - 30.11.2014 Common trunk, Allgemein- und Viszeralchirurgie, imland Klinik Eckernförde

Praktisches Jahr und Nebentätigkeit:

09.04.2012 - 29.07.2012 Städtisches Krankenhaus Kiel, Innere Medizin

19.12.2011 - 08.04.2012 UKSH Kiel, Orthopädie

29.08.2011 - 18.12.2011 imland Klinik Rendsburg, Allgemeine- und Viszeral- sowie Unfallchirurgie

Oktober 2008 – April 2012 Studentische Hilfskraft im OP im Lubinus Clinicum, Kiel

Studium

2. Staatsexamen Oktober 2012

1. Staatsexamen August 2008

Oktober 2003 bis Oktober 2012 Studium der Humanmedizin an der Christian-Albrechts-Universität Kiel

Promotion

Juli 2010 bis Juli 2012 Beginn der Dissertationsarbeit

Dezember 2014 Wiederaufnahme der Dissertationsarbeit

11 VERÖFFENTLICHUNG/AUSPREISUNG

Liebs TR, SA Kloos, W Herzberg, W Rüther, J Hassenpflug. The significance of an asymmetric extension gap on routine radiographs after total knee replacement: A new sign and its clinical significance. *Bone Joint J.* 2013;95-b:472-477.

Preis für klinisch-orthopädische Forschung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie e.V. anlässlich ihrer 100. Jahrestagung in Berlin 2014 für die Arbeit "The significance of an asymmetric extension gap on routine radiographs after total knee replacement: A new sign and its clinical significance".